

Aus der Abteilung für zahnärztliche
Werkstoffkunde und Technologie
(Vorsteher: Prof. Dr. H. Marx)
der Klinik und Poliklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

**Untersuchungen über Paßgenauigkeit, Formtreue
und Wasseraufnahme von Gießkunststoffen, sowie
die Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde eines Doktors
der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Rainer Ehrlich
aus Halle/Saale

Mainz 1973

Aus der Abteilung für zahnärztliche
Werkstoffkunde und Technologie
(Vorsteher: Prof. Dr. H. Marx)
der Klinik und Poliklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferkrankheiten der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Untersuchungen über Paßgenauigkeit , Formtreue
und Wasseraufnahme von Gießkunststoffen, sowie
die Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde eines Doktors
der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Rainer Ehricht
aus Halle/ Saale

Mainz 1973

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. Dr. W. Ketterl

Referent: Prof. Dr. H. Marx

Korreferent: Prof. Dr. K. Fuhr



Tag der mündlichen Prüfung: 27.6.1973

3. Die Gieß-Kunststoffschicht der Hochleistung von Prothesen

a) Die Gießmasse

Als Basismaterial bei der Herstellung von Prothesen im Gieß-Verfahren wird ein Kunststoff verwendet, der sich durch eine glasartige Phase nach dem Anmischen aus Monomer- und Polymer- von den bisherigen Kalt- und Heißpolymerisaten unterscheidet. Hinsichtlich steht der Gießkunststoff zwischen den Heiß- und Kaltpolymerisaten (14).

Meinen Eltern und meiner Frau

Der Chemismus der Gießmasse wird durch die Vorgabe, daß das Anquellen des Kunststoffes sehr langsam stattfinden soll und dadurch eine längere glasartige Phase steht.

Die Zeitspanne, die während der glasartigen Phase des Kunststoffes vom Eingießen in die Kuvette eingehalten werden muß, ist für die Kunststoffe der jeweiligen Hersteller unterschiedlich lang bemessen.

Durch die Veränderungen im Chemismus der Gießmasse bewirkt man ein Ausprägen der Polymerisation einen "Wärmestoff" (14). Die erforderlichen Temperaturen schwanken nach Angaben der jeweiligen Hersteller zwischen 40°C und 150°C .

Bei einigen Herstellern sollte die Masse durch Zentrifugieren nach dem Eingießen in die Kuvette einer Anreicherung des Polymeren erfahren. Heute versuchen die meisten Hersteller darauf, durch Schleudervirkung eine Verdichtung des Materials zu erreichen.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554420_0052

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Aufgabenstellung	S. 1-3
2. Allgemeiner Überblick über Fragen der:	S. 4-12
a) Paßgenauigkeit und Formtreue	
b) Quellung durch Wasseraufnahme	
c) Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff	
3. Die Gieß-Kunststoff-Technik zur Herstellung von Prothesen:	S. 13-15
a) Die Gießkunststoffe	
b) Die Einbettmaterialien	
c) Die Verarbeitung	
4. Überblick über bisherige Untersuchungen der Gieß-Kunststoff-Technik	S. 16-17
5. Versuchsanordnung	S. 18-27
a) Prüfkörperformen	
b) Materialien zur Herstellung der Prüfkörper	
c) Meßverfahren	
6. Statistische Auswertung der Meßergebnisse:	S. 28-59
a) Allgemeiner Teil	
b) Spezieller Teil	

7. Diskussion der Ergebnisse

S. 60-63

8. Zusammenfassung

S. 64-65

9. Literaturverzeichnis

S. 66-70

1. Einleitung und Aufgabenstellung

Die Suche nach einem Material zur Herstellung zahnärztlicher Prothesen, das in idealer Weise alle bei der prothetischen Versorgung des zahnlosen Kiefers auftretenden Probleme zufriedenstellend zu lösen vermag, ist seit alters her ein wichtiges Anliegen zahnärztlicher Bemühungen.

So zeigt die Entwicklung von der aus Elfenbein oder Hippopotamus - Zahnbein geschnitzten Zahnprothese über die aus Gold - oder Nickel - Kupferblech geprägten und der aus Kautschuk angefertigten bis hin zur Kunststoffprothese einen Prozess der Verbesserung.

Die an das Material gestellten Forderungen waren seitens der Zahnärzte: gute Mundbeständigkeit unter Berücksichtigung der Hygiene, Paßgenauigkeit und Formbeständigkeit, seitens der Zahntechniker: einfache Verarbeitung bei der Herstellung des Zahnersatzes.

Die Entwicklung der Kunststoffe geht zurück auf das im Jahre 1870 aus Kampfer und Nitrocellulose gewonnene Zelluloid.

Zur Jahrhundertwende kamen die Phenolharze, auch als Bakelite bekannt, als Prothesenwerkstoffe in den Handel. Diese als sog. Kondensationskunststoffe bezeichneten Kunststoffe wurden in den 30iger Jahren abgelöst von den Polymerisationskunststoffen.

Von ihnen gewann der auf der Basis des Methacrylsäuremethylesters hergestellte Kunststoff als Methacrylat eine Vorrangstellung unter den Prothesenkunststoffen.

Die chemische Ausgangssubstanz dieser Acrylate ist die Acrylsäure $\text{CH}_2 = \text{CHOOH}$. Der niedrigste Ester dieser Säure, Methylester genannt, gilt als geeigneter Grundstoff für zahnärztliche Kunststoffe.

Das Methacrylat als Monomer besitzt reaktionsfähige Doppelbindungen zwischen zwei Kohlenstoffatomen, die sich bei entsprechender Aktivierung, d.h. Zufuhr von Energie, spalten, ihre Aktivierungsenergie an das Nachbarmolekel weitergeben und so in Form einer Kettenreaktion wachsen, nämlich polymerisieren.

Um die bei der Polymerisation von reinen Monomeren auftretende Schrumpfung beim Übergang in den festen Zustand zu verringern, kam es zur Entwicklung neuer Verfahren. Bereits polymerisierte Stoffe werden in Form von Pulver mit monomerer Flüssigkeit zu einem knetbaren Teig verarbeitet und unter Zufuhr von Energie polymerisiert (Pulver-Flüssigkeits-Verfahren, Paladon-Verfahren).

Die zuzuführende Energie wurde zunächst in Form von Wärme, später auch durch geeignete reaktionsauslösende Katalysatoren, sog. Akzeleratoren, verwendet (5).

Die Suche nach einem Kunststoff, der ohne Zufuhr von Wärme erhärtet, ging aus von der direkten Verwendung solcher Materialien im Mund als Füllungsmaterialien.

Außerdem wußte man über die thermische Schrumpfung von Koch- oder Heißpolymerisaten, die bei der Abkühlung auf Zimmertemperatur eintritt und suchte nun nach geeigneten Kunststoffen, deren Polymerisation "kalt", d.h. ohne äußere Wärmezufuhr, abläuft.

Die bei der Polymerisation der Autopolymerisate selbstverständlich auftretende Reaktionswärme wird gleichmäßig durch den

Gips (Einbettungsmaterial) abgeleitet.

Man erzielte mit Autopolymerisaten eine bessere Paßform und einen spannungsfreieren Sitz der Prothesenbasen als bei Heißpolymerisaten (16).

Beide Polymerisationsarten setzten eine Einbettung der in Wachs modellierten Prothesen in Gips voraus. Der Gedanke, diese zweifellos mühevollen Ein-, und nach vollzogener Polymerisation, Ausbettung zu vereinfachen, kam aus Amerika. Dort wurde das Einspritzgußverfahren eingeführt. Als Einbettmasse verwendete man ein Silikon-Kautschuk-Gemisch.

1955 führte die Austenal Company die "Eingießtechnik" ein. Hierbei wird das Polymer-Monomer-Gemisch dünn angeteigt, in eine Hydrocolloidform gegossen und zentrifugiert (7).

1968 zeigte SHEPARD (27), daß mit der Verwendung von Hydrocolloiden als Einbettmaterialien auch neuartige Kunststoffe verwendet werden müssen.

Dieser neu entwickelte Kunststoff zeichnet sich durch eine gießbare Phase aus. Es handelt sich um ein Methacrylat von kleiner Teilchengröße und hohem Molekulargewicht.

Durch Veränderung der Kettenstruktur dieser Kunststoffe erreicht man ein langsames Ansteigen der viskosen Phase, die ausreicht, den Kunststoff in flüssiger Form in eine Hohlform zu gießen. Diese "Verlähmung" des Materials hat zur Folge, daß eine Polymerisation ohne äußere Wärmezufuhr nicht unbedingt eintritt, sondern zusätzlich Energie von außen zugeführt werden muß.

Im Folgenden ist zu untersuchen, wie sich die "Gießkunststoffe" in Bezug auf Paßgenauigkeit, Formtreue und Wasseraufnahme, sowie Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff verhalten.

2. Allgemeiner Überblick über Fragen der:

a) Paßgenauigkeit und Formtreue

Nach MARX (17) ist die wichtigste Forderung bei der Herstellung von Prothesen aus Kunststoff die absolute Übereinstimmung der Prothesenbasis mit dem Kiefertegument.

JANKE (11) sagte anlässlich eines Vortrages in Hamburg:

"...die Forschung muß sich immer nach den Forderungen der Klinik richten. Vielleicht sollte dem Problem der Maßgenauigkeit und Maßbeständigkeit von Prothesen erhöhte Beachtung geschenkt werden. So führt z.B. eine Schrumpfung lateraler Prothesenteile um ein Drittel Millimeter für die Dauer der Tragzeit zu einer Durchblutungsstörung der Schleimhaut dieses Gebietes und bei längerem Anhalten dieses Zustandes muß es regelmäßig zu Kammschwund kommen."

JANKE führte weiter aus: "Die gute Paßform der Prothese, d.h. die Übereinstimmung der Griffseite mit dem Schleimhautrelief des Prothesenlagers, ist für die Funktionsfähigkeit von entscheidender Bedeutung. Grobe Fehler geben sich durch Schaukeln der Prothese, Druckstellen und schlechte Haftung zu erkennen."

Es seien gerade Inkongruenzen geringeren Grades als gefährlich anzusehen, da sie anämische Schleimhautbezirke verursachen, die meist im vestibulären Anteil des Alveolarkammes gelegen sind und sich nicht durch Schmerzen bemerkbar machen. Daueranämische Bezirke führen schließlich zur Kieferkamm-atrophie, was zu einer Abnahme des Prothesenhaltes führe.

Die geforderte absolute Paßgenauigkeit von Kunststoffprothesen wird nie zu einer 100%igen Kongruenz mit der Schleimhaut

führen, weil sie von einer Vielzahl von Faktoren abhängig ist. Sie wird zweifellos beeinträchtigt von der Art des Abdruckes (Kompressionsabdruck oder Entlastungsabdruck), sie ist abhängig von der Laborverarbeitung, die in vielen Fällen nicht der werkstoffgerechten Verarbeitung entspricht.

Nach MARX (16) ist sie darüberhinaus abhängig von der Wiedergabetreue der Modellgipse, Einbettmassen und von dem Polymethacrylat selbst.

Die Abhängigkeit der Paßgenauigkeit von Veränderungen der Kunststoffe liegt einmal begründet in der Kontraktion der Kunststoffe während der Polymerisation.

SCHRÖDER (23), indem er sich auf Untersuchungen von ANDERES (1) stützt, führt die mangelhafte Paßgenauigkeit heißpolymerisierter Prothesen nicht auf die Polymerisations-schrumpfung zurück, sondern auf die während der Abkühlung des Materials von 100°C auf Raumtemperatur eintretende thermische Kontraktion. Die bei der Abkühlung auftretende Kontraktion des Polymerisates schrumpfe die Prothesenbasis auf das Modell auf und verursache so das "Klemmen" der Prothese.

Nach MARX (16) und MAYER (19) sind hierbei auch Polymerisationsschrumpfungen zu berücksichtigen.

Zweifellos sind die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Heißpolymerisaten und Modellgips maßgeblich an Formveränderungen während der Polymerisation beteiligt.

Diese für die Paßgenauigkeit so ausschlaggebenden Temperaturdifferenzen fallen bei den Autopolymerisaten weg. Die Untersuchungen von MARX (18) haben ausgezeichnete Paßgenauigkeit am dorsalen Randspalt bei Prothesen aus Autopolymerisaten ergeben.

Die bei der Polymerisation auftretende Wärmeentwicklung von

Autopolymerisaten wird durch den Gips gleichmäßig nach außen abgeleitet und führt daher nicht zu unterschiedlichen thermischen Expansionen zwischen Gips und Kunststoff.

Auch SCHRÖDER (22) sagt: "Die Paßform von Autopolymerisaten ist einwandfrei."

So ist also nach Ansicht der genannten Autoren die Ursache für die unterschiedliche Kontraktion von Heiß- und Autopolymerisaten hauptsächlich durch die thermische Kontraktion begründet.

Große Temperaturdifferenzen, die bei Heißpolymerisaten Kontraktionen verursachen, treten bei Autopolymerisaten nicht auf und verbessern dadurch den paßgenauen Sitz der Prothese.

b) Quellung durch Wasseraufnahme

Nun gilt es aber nicht nur, eine möglichst formgetreue Wiedergabe des Schleimhautreliefs in der Prothesenbasis zu erzielen, sondern auch deren exakte Formkonstanz während der Verweildauer der Prothese im Mund des Patienten beizubehalten.

APPENZELLER (2) hält diese formkonstante Adaption der Prothesenbasis auf der Kieferschleimhaut für eine fundamentale Forderung.

Die Erhaltung eines guten Prothesenhaltes und einer ausgeglichenen Artikulation sind abhängig von der Formkonstanz einer Prothese. Die volumenmäßige Änderung einer Prothese und damit Veränderungen ihrer Form während des klinischen Gebrauchs beruhen vornehmlich auf der Fähigkeit des Kunststoffes, Wasser aufzunehmen, um es entweder in oberflächlichen Poren und Nischen einzuschließen, oder interzellulär aufzusaugen.

Die Quellbarkeit von Stoffen liegt nach HOUWINK (10) in ihrem strukturellen Aufbau begründet. Drei Gruppen von Stoffen unterscheidet er: unlösliche, quellbare und lösliche Stoffe. Die dentalen Kunststoffe seien bedingt quellbar. Eine bedingte Anzahl sich in Lösung befindlicher Stoffe, wie Wasser und Alkohol, seien in der Lage, sich interzellulär zwischen den langgestreckten Ketten des Kunststoffmolekels anzulagern und sie auseinanderzudrängen, ohne sie jedoch gänzlich voneinander zu trennen.

Durch den Einschluß niedermolekularer Stoffe in die Hochpolymeren kommt es zu einer Gewichts- und Volumenzunahme.

EICHNER (6) unterscheidet- wohl in Anlehnung an HOUWINK- in Bezug auf die Löslichkeit eines Kunststoffes in lösliche, unlösliche und unquellbare Kunststoffe. Diese Qualität eines Kunststoffes sei abhängig vom Anteil vernetzbarer Substanzen, d.h. Verbindungen

mit zwei Doppelbindungen im Molekel. Dagegen werde durch den Grad der Vernetzung die Wasseraufnahme nicht beeinträchtigt.

Ursache für den Verlust der Saugfähigkeit einer anfänglich gut sitzenden Prothese während der Tragzeit ist oft die durch die Wasseraufnahme bedingte Quellung des Kunststoffes. Das Quellvermögen der Kunststoffe steht in enger Beziehung zur Homogenität des Materials.

JANKE (12) stellte in seinen Untersuchungen fest, daß auch bei größter Homogenität, wie z.B. bei Plexiglas, Raum für die Einlagerung von Wasser da sein muß, da die Gewichtsänderungen prozentual größer als die Volumenänderungen waren. JANKE schloß daraus, daß trotz hoher Homogenität Wasser eingelagert werden kann, ohne die Kunststoffketten auseinanderzudrängen. Die anfänglich große Wasseraufnahme sei bedingt durch Einlagerung des Wassers in oberflächliche Porositäten des Kunststoffes. Diese initiale Wassereinlagerung verursache wohl eine Gewichtszunahme, aber keine bemerkenswerte Volumenänderung des Kunststoffes. Erst nach länger dauernder Wasserlagerung beginne der Kunststoff zu quellen. Das Wasser werde nun in die Interstitien der Kunststoffketten aufgenommen, die dadurch auseinandergedrängt würden.

JANKE (12) weist auf die Problematik dieser Eigenschaft der Kunststoffe hin, indem er sagt, daß gut polymerisierte, also dichte Stoffe, einer stärkeren Volumenzunahme als inhomogene unterlägen. JANKE stellte in seinen Untersuchungen über den Einfluß der Isolierung auf die Wasseraufnahme fest, daß der mit Zinnfolie isolierte Kunststoff während der Polymerisation weniger Wasser aufgenommen hatte und somit auch während der darauffolgenden Austrocknung weniger Wasser abgegeben hatte.

Die nach Austrocknung der Kunststoffe sich anschließende Wasserrlagerung zeigte eine wesentliche Gewichts- und Volumenzunahme. Im Gegensatz zur Zinnfolienisolierung erlitt der mit Kisol- Isolierung hergestellte Kunststoffkörper einen größeren Wasserschaden bei der Polymerisation. Er zeigte einen erheblichen Gewichts- und Volumenverlust während der Austrocknung und überschritt bei der darauffolgenden Wässerung seine ursprünglichen Werte nur wenig.

Die Quellung der Kunststoffe durch Wasseraufnahme läßt den Schluß zu, daß die während der Polymerisation eintretende Kontraktion durch die nachfolgende durch Wassereinlagerung bedingte Expansion kompensiert werden könne.

So äußerte JANKE (12) die Ansicht, daß die polymerisationsbedingte Volumenverminderung durch Quellvorgänge infolge Wasseraufnahme während des verlängerten Aufenthaltes in der Gipsform weitgehend ausgeglichen werde.

Gleicher Auffassung sind SCHRÖDER (22) und PFAENDLER (20). Gegenteiliger Ansicht ist WOELFEL (31), der sagt, daß kein Ausgleich zwischen polymerisationsbedingter Schrumpfung und durch Wasseraufnahme verursachter Quellung erzielt werden könne. Er gibt die durchschnittliche Expansion verschiedener Acrylate mit 0,02 % bis 1,01 % an.

Untersuchungen über das Quellvermögen von Dentalkunststoffen von RITZE (21) ergaben, daß das absolute Quellmaximum im Unendlichen, das praktische Maximum jedoch nach 58 Tagen erreicht sei. RITZE stellte außerdem fest, daß die Wasseraufnahme im bewegten Medium etwas größer als im ruhenden sei und der Einfluß der Raumtemperatur sowie der Mundhöhlentemperatur keine wesentlichen Einflüsse auf das Quellvermögen ausübten.

Die Gewichtsmessungen der in Wasser gelagerten Kunststoffkörper geben sowohl Auskunft über die Menge des absorbierten Wassers, als auch über die in Lösung gegangenen kunststoffeigenen Anteile, wie z.B. das Restmonomer.

Nach Untersuchungen von AXELSSON und LOCKOWANDT (3) konnte festgestellt werden, daß der Monomerrest nicht vollständig ausgelaugt werden kann. Sie addierten bei ihren Versuchen über die Wasseraufnahme von Acrylaten den Monomerrest, welcher ausgelaugt wurde, zu der durch Gewichtsmessungen ermittelten Wasseraufnahme.

Es besteht also ein ständiger Wechsel zwischen Aufnahme und Abgabe von Stoffen während der Wässerung von Kunststoffen. Die durchgeführten Gewichtsmessungen geben also lediglich einen zum Zeitpunkt der Messung vorherrschenden Zustand wieder.

c) Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff

Häufig sind Farbveränderungen des Kunststoffes am Facettenrand von Kunststoffverblendungen und an Kunststoffsätteln von Einstück-Guß-Prothesen aus Kobalt-Chrom-Molybdän Legierungen Folgen eines mangelhaften Randschlusses zwischen Metall und Kunststoff.

Der unterschiedliche strukturelle Aufbau beider Materialien verhindert das Zustandekommen einer chemischen Verbindung zwischen Metall und Kunststoff.

Alle Metalle und Legierungen sind im festen Zustand kristalliner Struktur; eine Anhäufung von Kristallen, deren Achsen unregelmäßig im Raum orientiert sind.

Die Struktur von Kunststoffen ist dagegen faden- oder netzförmig. Sie beruht auf der Fähigkeit reaktionsfähiger Doppelbindungen zwischen zwei Kohlenstoffatomen, die sich bei entsprechender Aktivierung spalten, ihre Energie an ein Nachbarmolekel weitergeben und so eine Kettenreaktion in Gang setzen, die nach Abbruch der Reaktion fadenförmige Strukturen ergibt.

Schafft man Verbindungen mit zwei Doppelbindungen im Molekel, so werden Seitenketten an den Fadenmolekeln gebildet und es entsteht ein Netzwerk. Kunststoffe dieser durch Seitenketten verzweigten Struktur bezeichnet man als vernetzt.

Auf Grund dieser Unterschiedlichkeit kann die Verbindung zwischen Metall und Kunststoff nur mechanischer Art sein.

Lediglich die mechanische Retention an rauen Metalloberflächen kann dem in die Untiefen des Metalls einfließenden Kunststoff Halt verleihen (13).

Eine der häufigsten Ursachen für den Verlust der mechanischen Verbindung zwischen Metall und Kunststoff sind die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten.

Nach KNISCHEWSKI (14) weist PALADON 65 einen Wärmeausdehnungskoeffizienten von $80 \text{ mal } 10^{-6}$ auf, während der bei der Dentallegierung WIRONIT nur ca. $20 \text{ mal } 10^{-6}$ beträgt. Das bedeutet, daß beim Abkühlen von 100° C auf Raumtemperatur das Volumen des Kunststoffes um $0,4 \%$, das des Metalls nur um $0,1 \%$ abnimmt.

Nach SCHWICKERATH (24) führen unterschiedliche Wandstärken der Kunststoffmasse zu Spannungsrissen infolge der erhöhten Wärmeabgabe dünnerer Kunststoffschichten an das Metall.

Neben der thermisch bedingten Spaltbildung kommt es bei Kunststoffen, die im chemoplastischen Verfahren hergestellt werden, zu polymerisationsbedingten Schwundspannungen, die ihrerseits zur Spaltbildung führen.

Spaltbildungen zwischen Metall und Kunststoff stellen neben einer Beeinträchtigung des appetitlichen Aussehens eines prothetischen Zahnersatzes eine Praedilektionsstelle für bakterielle Besiedelung dar.

3. Die Gieß-Kunststofftechnik zur Herstellung von Prothesen

a) Die Gießkunststoffe

Als Basismaterial bei der Herstellung von Prothesen im Gieß-Verfahren wird ein Kunststoff verwendet, der sich durch eine gießbare Phase nach dem Anmischen aus Monomer und Polymer von den bisherigen Kalt- und Heißpolymerisaten unterscheidet. Materialmäßig steht der Gießkunststoff zwischen den Heiß- und Kaltpolymerisaten (9).

Der Chemismus der Autopolymerisate wurde so verändert, daß das Anquellen des Kunststoffes sehr langsam vonstatten geht und dadurch eine längere gießfähige Phase bleibt.

Die Zeitspanne, die während der gießbaren Phase des Kunststoffes zum Eingießen in die Kuvette eingehalten werden muß, ist für die Kunststoffe der jeweiligen Hersteller unterschiedlich lang bemessen.

Durch die Veränderungen im Chemismus der Gießkunststoffe benötigen sie zum Anspringen der Polymerisation einen "Wärmestoß" (4). Die erforderlichen Temperaturen schwanken nach Angaben der jeweiligen Hersteller zwischen 45°C und 55°C .

Bei einigen Herstellern sollten die Materialien durch Zentrifugieren nach dem Eingießen in die Kuvette eine Anreicherung des Polymers erfahren. Heute verzichten die meisten Hersteller darauf, durch Schleuderwirkung eine Verdichtung des Materials zu erreichen.

b) Die Einbettmaterialien

Als Einbettmaterialien dienen Doubliermassen auf Hydrocolloid- oder Alginatbasis. Man unterscheidet zwischen thermoplastischen oder reversiblen Massen und chemoplastischen nicht wiederverwendbaren Materialien.

c) Die Verarbeitung

Die Doubliermasse wird im plastischen Zustand in die eigens für dieses Verfahren konstruierte Kuvette mit der in Wachs modellierten auf dem Gipsmodell befindlichen Prothese gegossen. Nach Erhärten der Einbettmasse wird das Gipsmodell samt der in Wachs modellierten Prothese aus der Masse herausgenommen. Mit entsprechend kalibrierten Kanalbohrern werden Eingußkanal von 10 mm und Ausgußkanal von 7 mm Durchmesser an die am höchsten liegenden Prothesenteile gestochen.

Die Zähne werden vom Wachsmo­dell getrennt und in die entsprechenden Impressionen in der Doubliermasse reponiert.

Das vom Wachs befreite Gipsmodell wird wieder in die Doubliermasse gegeben, wobei darauf zu achten ist, daß das Modell einen genügend breiten Rand zur Fixierung in der Einbettmasse besitzt, um Veränderungen in der Bißhöhe zu vermeiden.

Die so vorbereitete Kuvette kann nun geschlossen und ausgegossen werden.

Polymerisiert wird im Drucktopf, wobei die Kuvette im Wasserbad steht, ohne daß Ein- und Ausgußöffnungen der Kuvette vom Wasser bedeckt sind, um eine Wasserschädigung des Kunststoffes zu vermeiden.

Die Höhe des Druckes, der Temperatur und die Verweildauer der

Küvette im Drucktopf sind bei den Herstellern der verschiedenen Kunststoffe unterschiedlich. Die Angaben schwanken für den Druck zwischen 1,4 atü und 4 atü, für die Temperatur zwischen 45⁰ C und 55⁰ C und für die Polymerisationszeit zwischen 30 Min. und 40 Min.

Die Ausbettung der fertigpolymerisierten Prothese ist dank der elastischen Konsistenz der Einbettmasse einfach. Ebenso problemlos ist die Ausarbeitung der Prothese, da keinerlei Gipsreste außer auf der der Prothesenbasis zugewandten Seite haften.

4. Überblick über bisherige Untersuchungen der Gieß-Kunststoff-Technik

Untersuchungen von KRAUT (15) über Paßgenauigkeit der Prothesenbasis von Gießkunststoffen im Vergleich mit herkömmlichen Verfahren führten zu dem Ergebnis, daß bei der Verwendung von Gießkunststoffen eine weniger gute Paßform der Prothesen resultiert. KRAUT verglich ein Heißpolymerisat auf Akrylatbasis und einen kaltpolymerisierenden Akrylatkunststoff mit zwei Gießkunststoffen.

WINKLER, ORTMANN, MORRIS u. PLEZIA (30) kamen nach Untersuchungen von 20 im Gießverfahren hergestellten Prothesen zu dem Ergebnis, daß diese 0,3 % - 0,4 % nach der Polymerisation und 0,4 % - 0,6 % nach 24 Std. Wasserlagerung geschrumpft waren.

GOODKIND u. SCHULTE (8) stellten in ihren Versuchen fest, daß Gießkunststoffe initial mehr als Kaltpolymerisate schrumpfen. Nach 6 monatiger Wasserlagerung der untersuchten Prothesen seien keine signifikanten Dimensionsänderungen beider Verfahren erkennbar gewesen. Die durchschnittliche Änderung der Gießkunststoffe betrug nach 6 Monaten Wässerung + 0,019 inch (+ 0,48 mm), die der Kaltpolymerisate - 0,0008 inch (- 0,02 mm). Nach Ansicht der Autoren seien Schrumpfungen dieser Größenordnung klinisch nur schwer bemerkbar.

SCHWICKERATH (25) stellte an Hand stilisierter OK-Prothesen aus Gießkunststoff Formveränderungen fest, die größer sind als die herkömmlicher Kunststoffprothesen. Allerdings sei die unter-

schiedliche Beschaffenheit der den Kunststoff während der Polymerisation begrenzenden Materialien von ausschlaggebender Bedeutung.

Die Verschiedenartigkeit der Doubliermasse und des mit Alginat isolierten Gipsmodells führen zu unterschiedlichen Oberflächenstrukturen des Kunststoffes und gäben so Anlaß zu ungleicher Quellung der Kunststoffoberflächen. Die homogenere Struktur der Prothesenoberseite vergrößere ihr Volumen durch Quellung stärker als die Prothesenbasis. Das führe zu einseitig verstärkter Volumenänderung und zum Aufbiegen der Prothesensättel. Die Werte für Formänderungen durch Wässerung seien nach SCHWICKERATH (26) entsprechend denen der Heiß- und Kaltpolymerisate mit unterschiedlicher Isolierung.

SHEPARD (27) führt in seiner Beschreibung über das Gießkunststoffverfahren Ergebnisse über Versuche mit Prothesen aus Gießkunststoff und Heißpolymerisat an, die der Gießkunststoffprothese einen paßgenaueren Sitz zuschreiben als der heißpolymerisierten Prothese.

SHEPARD ließ die Prothesen nach der Herstellung eine Woche lang auf dem Modell austrocknen. Dann wurden sie von den Modellen genommen und ausgearbeitet. Nach Reposition auf den Modellen zeigten die Heißpolymerisat-Prothesen einen schlechteren Sitz als die Gießkunststoff-Prothesen.

Nach längerem Liegen in Wasser sei bei beiden Verfahren ein verbesserter Sitz der Prothesen festzustellen gewesen.

5. Versuchsanordnung:

a) Prüfkörperformen

Zur Messung der Formkonstanz und der Paßgenauigkeit sowie der Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff wurden zwei Prüfkörperformen gewählt.

Die Prüfkörperform 1 diente der Feststellung über Änderungen der Länge der Kunststoffkörper als Mittel zur Aussage über Formänderungen des Kunststoffes.

Aus Messing wurde ein Grundmodell hergestellt, das eine Länge von 51,950 mm, eine Breite von 15 mm und eine Wandstärke von 4 mm hatte. An den Enden des Modells wurden Messingrundprofile angebracht von einem Durchmesser von 10 mm und von 7 mm. Die Außenflächen der Profile wurden zu parallelwandigen Flächen gefräst (Abb. 1).

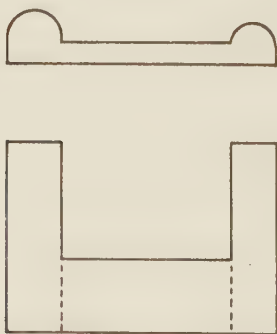


Abb. 1 Prüfkörperform zur Messung der Längenänderung

Dieses Grundmodell passte senkrecht gestellt exakt in eine speziell dafür angefertigte Kuvette, wobei die Rundprofile des Körpers in kreisförmige Aussparungen des Kuvettendeckels ragten (Abb. 2).

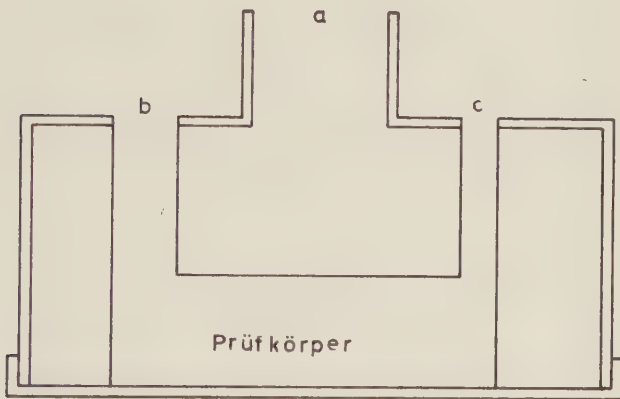


Abb. 2 Spezialkuvette mit Prüfkörper

a = Eingießöffnung für Doubliermasse mit Schwundreservoir

b = Eingießöffnung für Kunststoff

c = Ausgießöffnung des Kunststoffes

Als Einbettmasse wurde die wiederverwendbare Doubliermasse THERMOGEL der Firma ERKODENT verwendet. Nach Ausgießen der mit dem Grundmodell versehenen Kuvette mit Doubliermasse wurde die Kuvette mit ihrem unteren Drittel in fließendes kaltes Wasser gestellt, um die Schrumpfungsrichtung der Doubliermasse zum Grundmodell hin an den Kuvettenboden zu leiten. Nach Erkalten der Masse konnte der Boden der Kuvette entfernt werden und das

Grundmodell hinausgestoßen werden.

Die beiden unterschiedlich starken Rundprofile des Grundkörpers formten die für das Eingießen des Kunststoffes notwendigen Ein- und Ausgußkanäle in die Doubliermasse.

Das Anbringen der Gußkanäle an das Grundmodell selbst ersparte das Anstechen der Hohlform, was sich in den Vorversuchen als äußerst ungenau erwiesen hatte. Es war nämlich unmöglich, für alle Prüfkörper gleichliegende Ein- und Ausgußkanäle anzubringen. Die gewählte Prüfkörperform gewährleistete absolut gleichförmige Kunststoffkörper. Außerdem gaben die am Körperende angebrachten Gießkanäle durch ihre Lage die Form einer stilisierten Oberkieferprothese in transversaler Ausdehnung wieder.

Die Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff wurde als Differenz der Länge des gegossenen Kunststoffkörpers zur Länge der Stahlform, in die der Kunststoff gegossen wurde, gemessen.

Als Prüfkörperform 2 diente ein aus V₂A-Stahl gefrästes U-Profil. Die sich gegenüberliegenden Innenseiten des U-Profils waren absolut parallel. In die U-förmige Aussparung passte als Platzhalter während des Ausgießens mit Doubliermasse eine der dem Grundkörper 1 entsprechende Form (Abb. 3).

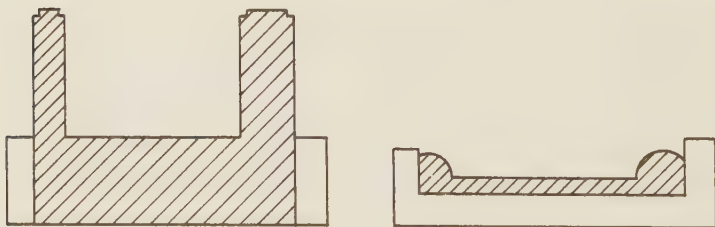


Abb. 3 Prüfkörperform zur Messung des Randspaltes zwischen Metall und Kunststoff

Das Einbetten ging wie bei der Prüfkörperform 1 vonstatten, nur daß nach dem Erkalten der Doubliermasse lediglich der Platzhalter entfernt und der V_2A -Stahlkörper belassen wurde. Der Kunststoff konnte nun in den vom Platzhalter geschaffenen Hohlraum in die Stahlform gegossen werden.

b) Materialien zur Herstellung der Prüfkörper

Hergestellt wurden insgesamt 50 Prüfkörper. Davon je 5 eines Fabrikates der Form 1 und 5 der Form 2. Die Vorschriften der Hersteller wurden exact eingehalten.

Es wurden verwendet das Prothesen-Gießmaterial IVOCAST der Firma IVOCLAR.

Das Mischungsverhältnis von 3 Volumenteilen Polymer und 1,1 Volumenanteilen Monomer wurde genau eingehalten. Das Anrühren der Pulver-Flüssigkeitsmischung erwies sich als problematisch; der in der Gebrauchsanweisung versprochene dünnflüssige Strahl war nicht in jedem Fall zu erreichen. Das Erzielen eines dünnflüssigen Strahles scheint stark temperaturabhängig zu sein, je kühler die Raumtemperatur, desto leichter wurden die Bedingungen erreicht.

Außerdem ist das Abmessen der Pulvermenge in Volumenanteilen schwierig; ein Klopfen des Polymers im Meßbecher führte beim Anrühren stets zur Zähflüssigkeit.

Polymerisiert wurde im Drucktopf mit Wasser von 45°C bei 3 atü 30 Minuten.

DURAFLOW-POIT der Firma MYERSON

Das Anmischen des Kunststoffes erfolgt nach Volumenanteilen in mitgelieferten Meßbechern, deren Meßskala in "units" unterteilt

ist. Nach Ausmessen der Meßbecher entspricht das Mischungsverhältnis 1 : 2,3.

Das Material läßt sich gut verarbeiten, es ist nach dem Anmischen von dünnflüssiger Konsistenz.

Polymerisiert wurde im Drucktopf mit Wasser von 45° C bei 1,4 atü 30 Minuten.

RESICAST der FIRMA ERKODENT

Das Mischungsverhältnis ist 5 Teile Pulver zu 2 Teilen Flüssigkeit. Das Fließverhalten der Mischung ist gut, jedoch ist die fließfähige Phase kurz bemessen. Auffällig ist die ausgezeichnet glatte Oberfläche der Prüfkörper.

Polymerisiert wurde im Drucktopf mit Wasser von 45° C 4 atü 30 Minuten.

PALACAST sowie eine Variante des PALACAST der Firma KULZER. Beide Materialien werden im Verhältnis 18 g Pulver zu 12,5 ccm Flüssigkeit angerührt.

PALACAST ergibt einen dünnflüssigen bis sahnigen Kunststoffbrei, der sich gut und über einen mehrere Minuten dauernden Zeitraum verarbeiten läßt.

PALACAST-VARIANTE ist nach dem Anrühren von sahniger Konsistenz und kürzerer Verarbeitungszeit.

Polymerisiert wurde im Drucktopf mit Wasser von 50° C 3 atü 40 Minuten.

Bei allen Prüfkörpern wurde nach dem Ausbetten der Ein- und Ausgußkanal mittels einer Gipssäge abgesägt. Dann wurden sie nach einer kurzen Säuberung (Abwaschen mit Wasser, keine weitere Bearbeitung) 24 Stunden an der Luft bei Raumklima aufbewahrt. Nach 24 Stunden wurde die erste Gewichts- und Längenmessung vorgenommen. Danach wurden die Prüfkörper im Wasser hängend

bei 21°C Raumtemperatur gelagert und im Abstand von 7 Tagen über einen Zeitraum von 12 Wochen gemessen.

c) Meßverfahren

Zur Messung der Längenänderung wurde das Werkzeug-Meßmikroskop 100/50 "digital" (ZEISS Werke) verwendet, und zwar mit der mechanischen Meßeinrichtung und Doppelbilderokular (Vergrößerung 15 fach).

Voraussetzung für Messungen mit diesem Gerät ist eine im Verhältnis zum Kugeltaster ausreichend dicke Prüfkörperform (Abb. 4).

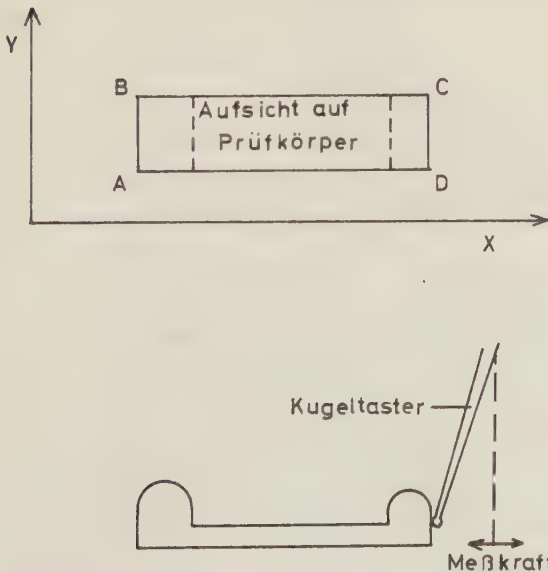


Abb. 4 Ausrichten des Prüfkörpers auf dem Kreztisch des Meßmikroskops zur Messung mit der mechanischen Meßeinrichtung

Dabei liegt der Prüfkörper auf dem in zwei Richtungen verschieblichen Kreutztisch (1, Abb. 5) und ist durch eine Spannschiene (2, Abb. 5) mit Pratzte festgespannt. Die vom Kreutztisch auszuführenden Richtungen werden mit x- und y-Koordinaten bezeichnet.

Der Prüfkörper liegt mit seiner Kante AB parallel zur y-Koordinaten des Kreutztisches. Die mechanische Meßeinrichtung wird so am Objektiv befestigt, daß die Tasterbewegung des Kugeltasters (3, Abb. 5) in Richtung der x- Koordinaten erfolgt. Je nach Anfangslage muß die Richtung der Meßkraft eingestellt werden. Dazu bringt man die beiden Striche im Doppelbildokular am Punkt A zur Deckung und fährt mit dem Kreutztisch in Richtung der y- Koordinaten durch Lösen des Kipphebels (4, Abb. 5) zum Punkt B des Prüfkörpers. Sind beide Striche im Punkt B nicht in Deckung, muß mit der Schraube (5, Abb. 5) justiert werden. Je nach Neigung der Prüfkörperkante AB muß diese Schraube so gedreht werden, daß die Striche zusammen- oder auseinanderlaufen (probieren). Damit wird lediglich der halbe Abstand des Strichabstandes nachgestellt, der übrige Teil durch Drehen der Rändelschraube (6, Abb. 5). Wenn beide Striche beim Fahren des Tisches entlang der Strecke AB deckungsgleich bleiben, ist das Gerät justiert.

Messen des Abstandes AB - CD in Richtung der x- Koordinaten.

Der Kugeltaster wird an der Strecke AB angelegt. Die Striche im Doppelbildokular werden durch Verschieben des Kreuzzisches mittels Kipphebel (7, Abb. 5) annähernd zur Deckung gebracht und die Anzeige der x- Koordinaten genullt, indem der Einstellknopf (8, Abb. 5) herausgezogen wird und durch

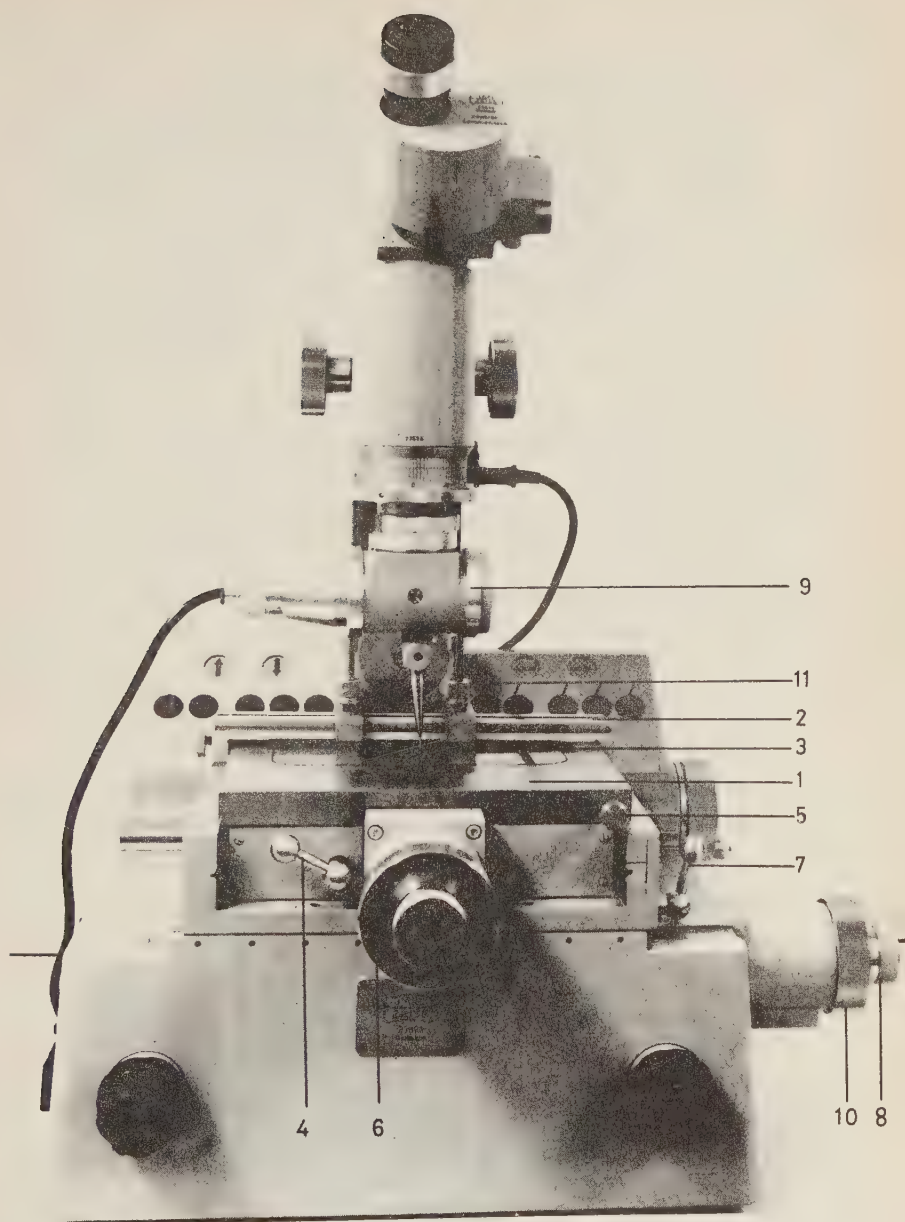


Abb. 5 Werkzeugmeßmikroskop 100/50 "digital"

Drehen den Tisch in Richtung der x- Koordinaten bewegt, bis beide Striche zur Deckung gelangen. Dann den Knopf wieder hineindrücken, den Tisch mit dem Hebel (7, Abb. 5) so in x- Koordinate fahren, daß der Kugeltaster nach geänderter Meßkraftrichtung (9, Abb. 5) an der Strecke CD anliegt. Die Striche werden nun mittels Mikrometerschraube (10, Abb. 5) zur Deckung gebracht. Die Anzeige (11, Abb. 5) entspricht dem Abstand AB - CD.

Die Wegmessung erfolgt in zwei Stufen, wobei die Anzeige digital ist. Sie erscheint als komplette Zahl. Die erste Stufe (grobe Einstellung) bewirkt die Anzeige des Meßwertes vor dem Komma (mm und cm). Die zweite Stufe (Einstellung mit Mikrometerschraube) bewirkt die Anzeige hinter dem Komma (zehntel, hundertstel und zweitausendstel Millimeter).

Anmerkung: Der Radius des Kugeltasters wird bei der Anzeige des Meßwertes nicht berücksichtigt. Es muß daher bei Außenmessungen (s. Abb. 6) der Kugeldurchmesser ($2 \times r = 1,999 \text{ mm}$) vom Meßwert abgezogen werden. Bei den in den Tabellen angegebenen Meßwerten ist das berücksichtigt.

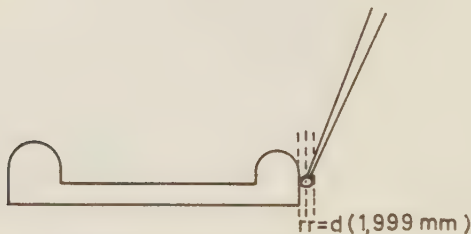


Abb. 6 Kugeltaster am Prüfkörper

Alle 5 Prüfkörper jeder Kunststoffreihe wurden vor jeder Längenmessung im klimatisierten Raum (21° C, konstante Luftfeuchtigkeit) auf einer Analysenwaage gewogen.

Zur Gewährleistung exakter Messungen wurden die Meßzeitpunkte für alle Prüfkörper eingehalten. Die in Leitungswasser gehängten Kunststoffe wurden vor jeder Messung mit nicht faserndem Löschpapier getrocknet und nur mit einer trockenen Pinzette berührt.

6. Statistische Auswertung der Meßergebnisse

a) Allgemeiner Teil

In dieser Arbeit sollten Gießkunststoffe in Bezug auf ihre Längen- und Gewichtsänderung untersucht werden.

Um ein eventuell unterschiedliches Verhalten der untersuchten Kunststoffe feststellen zu können, wurden für jeden Meßzeitpunkt die aus 5 Prüfkörpern gewonnenen Mittelwerte gebildet und mittels eines Tests für multiple Mittelwertsvergleiche ausgewertet.

Da es uns nur auf paarweise Vergleiche ankam, und alle Mittelwerte sich aus einer gleichen Anzahl von Einzelwerten zusammensetzen, wählten wir den TUKEY-Test.

Zur Schätzung der Varianz der Mittelwertskontraste führten wir für jeden Zeitpunkt eine einfache Varianzanalyse durch und verwendeten das sogenannte MAQ innerhalb der Kunststoffe.

Bezüglich der Technik der Varianzanalyse, sowie des TUKEY-Tests sei auf WEBER (29) verwiesen.

Die Ergebnisse der Varianzanalysen sind in den Tabellen (1 - 4) dargestellt.

Die Ergebnisse der TUKEY-Tests (Tab. 5 - 6) haben wir in Form von Konfidenzintervallen in die Abbildungen (7 - 10) eingezeichnet.

Sie haben folgende Form:

$$\hat{\bar{L}} - \sqrt{\frac{\text{MAQ}_N}{r}} \cdot q_{1-p/k/f} \leq \bar{L} \leq \hat{\bar{L}} + \sqrt{\frac{\text{MAQ}_N}{r}} \cdot q_{1-p/k/f}$$

↑
↑ der zu beurteilende Mittelwertskontrast der Stichprobe

L der entsprechende Kontrast der Grundgesamtheit

$\frac{MAQ}{f} N$ Varianz des Kontrastes

MAQ_N Ist das aus der Varianzanalyse entnommene MAQ
(MAQ innerhalb der Kunststoffe)

r Anzahl der jedem Mittelwert zugrunde liegenden
Einzelmessungen

$q_{1-p/k/f}$ obere Signifikanzschranke des studentisierten Ex-
trembereichs. In unserem Fall ist der Wert für
jeden Zeitpunkt gleich 5,294.

$1-p$ Sicherheitswahrscheinlichkeit

k Anzahl der Mittelwerte

f Anzahl der Freiheitsgrade von MAQ_N

Eine Mittelwertsdifferenz ist dann signifikant von 0 verschie-
den, wenn sie größer ist als der Ausdruck.

Tab. (1) Ergebnisse der Varianzanalysen für die Längenänderung
der Kunststoffe Form 1

Zeit	zwischen den Kunststoffen			Streuung		
	SAQ	FG	MAQ	innerhalb der Kunststoffe		
24 Stunden	0,026226	4	0,006557	SAQ	FG	MAQ
1. Woche	0,046923	4	0,011731	0,002717	20	0,000136
2. Woche	0,045530	4	0,011383	0,002834	20	0,000141
3. Woche	0,049323	4	0,012331	0,003348	20	0,000167
4. Woche	0,052189	4	0,013047	0,003475	20	0,000174
5. Woche	0,052125	4	0,013031	0,004571	20	0,000228
6. Woche	0,045262	4	0,011315	0,004287	20	0,000214
7. Woche	0,064826	4	0,016206	0,003836	20	0,000193
8. Woche	0,066727	4	0,016682	0,004485	20	0,000224
9. Woche	0,057503	4	0,014376	0,003981	20	0,000199
10. Woche	0,061700	4	0,015425	0,003782	20	0,000189
11. Woche	0,064610	4	0,016153	0,003579	20	0,000179
12. Woche	0,057018	4	0,014254	0,004156	20	0,000208
				0,005036	20	0,000251

Tab. (2) Ergebnisse der Varianzanalysen für die Längenänderung der Kunststoffe Form 2

Zeit	zwischen den Kunststoffen			Streuung			innerhalb der Kunststoffe		
	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ
24 Stunden	0,011232	4	0,002808				0,011769	20	0,000021
1. Woche	0,010778	4	0,002694				0,000696	20	0,000035
2. Woche	0,012195	4	0,003049				0,000752	20	0,000037
3. Woche	0,016708	4	0,004177				0,000824	20	0,000412
4. Woche	0,021632	4	0,005408				0,001128	20	0,000056
5. Woche	0,024725	4	0,006181				0,001122	20	0,000056
6. Woche	0,030232	4	0,007558				0,001403	20	0,000070
7. Woche	0,030440	4	0,007610				0,001625	20	0,000081
8. Woche	0,029473	4	0,007368				0,002446	20	0,000122
9. Woche	0,035238	4	0,008810				0,001660	20	0,000083
10. Woche	0,031343	4	0,007836				0,002000	20	0,000100
11. Woche	0,038835	4	0,009709				0,002095	20	0,000104
12. Woche	0,043969	4	0,010992				0,001594	20	0,000079

Tab. (3)

Ergebnisse der Varianzanalysen für die Gewichtsänderungen
der Kunststoffe Form 1

Zeit	zwischen den Kunststoffen			Streuung			innerhalb der Kunststoffe		
	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ
1. Woche	0,027284	4	0,006821	0,083979	20	0,004184	0,083979	20	0,004184
2. Woche	0,148647	4	0,037162	0,004424	20	0,000221	0,004424	20	0,000221
3. Woche	0,212013	4	0,053003	0,006222	20	0,000311	0,006222	20	0,000311
4. Woche	0,342444	4	0,085611	0,008707	20	0,000435	0,008707	20	0,000435
5. Woche	0,361699	4	0,090425	0,009639	20	0,000482	0,009639	20	0,000482
6. Woche	0,414179	4	0,103545	0,009998	20	0,000499	0,009998	20	0,000499
7. Woche	0,452579	4	0,113145	0,010383	20	0,000519	0,010383	20	0,000519
8. Woche	0,541505	4	0,135376	0,011086	20	0,000554	0,011086	20	0,000554
9. Woche	0,570912	4	0,142728	0,011284	20	0,000564	0,011284	20	0,000564
10. Woche	0,609334	4	0,152333	0,012102	20	0,000605	0,012102	20	0,000605
11. Woche	0,445279	4	0,111320	0,152594	20	0,007630	0,152594	20	0,007630
12. Woche	0,653280	4	0,163320	0,012728	20	0,000636	0,012728	20	0,000636

Tab. (4) Ergebnisse der Varianzanalysen für die Gewichtsänderungen
der Kunststoffe Form 2

Zeit	zwischen den Kunststoffen			Streuung			innerhalb der Kunststoffe		
	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ	SAQ	FG	MAQ
1. Woche	0,017851	4	0,004463				0,005058	20	0,000253
2. Woche	0,227463	4	0,056866				0,007713	20	0,000386
3. Woche	0,369486	4	0,092372				0,023616	20	0,001181
4. Woche	0,654237	4	0,163559				0,027853	20	0,001392
5. Woche	0,618098	4	0,154525				0,031484	20	0,001574
6. Woche	0,652219	4	0,163055				0,031738	20	0,001587
7. Woche	0,680295	4	0,170074				0,034519	20	0,001226
8. Woche	0,726536	4	0,181634				0,034539	20	0,001726
9. Woche	0,670071	4	0,167518				0,038359	20	0,001918
10. Woche	0,693740	4	0,168435				0,033319	20	0,001787
11. Woche	0,657741	4	0,164435				0,034317	20	0,001716
12. Woche	0,714892	4	0,178723				0,031962	20	0,001598

Tab. (5) Konfidenzintervalle nach TUKEY für die Längenänderung der Kunststoffe

Zeit	Form 1		Form 2	
	Konfidenzintervalle		Konfidenzintervalle	
24 Stunden	+ 0,0276	-	+ 0,0108	-
1. Woche	+ 0,0281	-	+ 0,0140	-
2. Woche	+ 0,0305	-	+ 0,0144	-
3. Woche	+ 0,0312	-	+ 0,0151	-
4. Woche	+ 0,0357	-	+ 0,0177	-
5. Woche	+ 0,0346	-	+ 0,0177	-
6. Woche	+ 0,0328	-	+ 0,0198	-
7. Woche	+ 0,0354	-	+ 0,0213	-
8. Woche	+ 0,0333	-	+ 0,0261	-
9. Woche	+ 0,0325	-	+ 0,0215	-
10. Woche	+ 0,0316	-	+ 0,0236	-
11. Woche	+ 0,0341	-	+ 0,0241	-
12. Woche	+ 0,0375	-	+ 0,0210	-

Tab. (6) Konfidenzintervalle nach TUKEY für die Gewichtsänderung der Kunststoffe

Zeit	Form 1		Form 2	
	Konfidenzintervalle		Konfidenzintervalle	
1. Woche	+	0,1531	+	0,0376
2. Woche	+	0,0351	+	0,0265
3. Woche	+	0,0417	+	0,0813
4. Woche	+	0,0493	+	0,0883
5. Woche	+	0,0519	+	0,0339
6. Woche	+	0,0528	+	0,0943
7. Woche	+	0,0539	+	0,0828
8. Woche	+	0,0557	+	0,0983
9. Woche	+	0,0562	+	0,1036
10. Woche	+	0,0562	+	0,0990
11. Woche	+	0,0582	+	0,0980
12. Woche	+	0,0597	+	0,0946

Tab. (7) Mittelwerte für die Längen der Kunststoffe Form 1 in mm

Zeit	IVOCAST	DURAFLOW-PORIT	RESICAST	PALACAST	PALACAST-VARIANTE
24 Stunden	51,3380	51,4008	51,3552	51,3170	51,3104
1. Woche	51,3912	51,4660	51,4020	51,3542	51,3432
2. Woche	51,4048	51,4874	51,4212	51,3770	51,3666
3. Woche	51,3920	51,4950	51,4572	51,3920	51,3824
4. Woche	51,4228	51,5212	51,4620	51,4052	51,3968
5. Woche	51,4224	51,5240	51,4780	51,4132	51,4046
6. Woche	51,4292	51,5376	51,4801	51,4324	51,4300
7. Woche	51,4456	51,5592	51,4742	51,4232	51,4216
8. Woche	51,4468	51,5634	51,4954	51,4304	51,4264
9. Woche	51,4382	51,5562	51,4930	51,4332	51,4356
10. Woche	51,4442	51,5638	51,4926	51,4352	51,4348
11. Woche	51,4486	51,5714	51,4868	51,4360	51,4392
12. Woche	51,4500	51,5676	51,4872	51,4400	51,4454

Tab. (8) Mittelwerte für die Längen der Kunststoffe Form 2 in mm

Zeit	IVOCAST	DURAFLOW-PORIT	RESICAST	PALACAST	PALACAST-VARIANTE
24 Stunden	51,6940	51,7428	51,7480	51,7510	51,7442
1. Woche	51,7334	51,7920	51,7776	51,7864	51,7782
2. Woche	51,7500	51,8468	51,7992	51,7998	51,7986
3. Woche	51,7580	51,8324	51,8182	51,8182	51,8142
4. Woche	51,7602	51,8400	51,8366	51,8274	51,8262
5. Woche	51,7660	51,8532	51,8418	51,8414	51,8378
6. Woche	51,7688	51,8592	51,8570	51,8516	51,8542
7. Woche	51,7710	51,8564	51,8690	51,8488	51,8498
8. Woche	51,7834	51,8696	51,8814	51,8532	51,8590
9. Woche	51,7832	51,8804	51,8834	51,8664	51,8734
10. Woche	51,7956	51,8776	51,8844	51,8624	51,8602
11. Woche	51,7788	51,8798	51,8860	51,8540	51,8746
12. Woche	51,7758	51,8814	51,8820	51,8710	51,8854

Tab. (9) Mittelwerte für die Gewichtsänderung der Kunststoffe Form1
in % der Ausgangsgewichte

Zeit	IVOCAST	DURAFLOW-PORIT	RESICAST	PALACAST	PALACAST-VARIANTE
1. Woche	0,55950	0,56682	0,51270	0,50050	0,58680
2. Woche	0,67040	0,81586	0,84528	0,65494	0,78174
3. Woche	0,79928	0,93142	0,99866	0,78390	0,92622
4. Woche	0,87306	1,12746	1,16316	0,90380	1,05858
5. Woche	0,93590	1,21868	1,20720	0,95694	1,11538
6. Woche	0,96958	1,29430	1,25522	1,02780	1,20886
7. Woche	1,00322	1,34958	1,29966	1,08276	1,27594
8. Woche	1,02568	1,41088	1,35126	1,10956	1,30144
9. Woche	1,04952	1,46994	1,34102	1,16768	1,37298
10. Woche	1,07788	1,50124	1,37926	1,14952	1,35780
11. Woche	1,18758	1,53124	1,41128	1,19720	1,40294
12. Woche	1,09256	1,55148	1,41970	1,21538	1,42758

Tab. (10)

Mittelwerte für die Gewichtsänderung der Kunststoffe Form 2
in % der Ausgangsgewichte

Zeit	IVOCAST	DURAFLOW-PORIT	RESICAST	PALACAST	PALACAST-VARIANTE
1. Woche	0,59524	0,60640	0,67254	0,62194	0,61448
2. Woche	0,69850	0,81502	0,99566	0,80820	0,82074
3. Woche	0,81000	0,98958	1,19262	0,97038	0,98205
4. Woche	0,89172	1,12880	1,39382	1,05928	1,12066
5. Woche	0,95754	1,23500	1,44524	1,14020	1,19808
6. Woche	0,99640	1,30782	1,49216	1,21752	1,31612
7. Woche	1,03610	1,38102	1,53406	1,28456	1,38922
8. Woche	1,06432	1,42546	1,58054	1,31042	1,41016
9. Woche	1,09078	1,46274	1,57290	1,35040	1,45508
10. Woche	1,12562	1,49074	1,57562	1,32290	1,44096
11. Woche	1,12040	1,51578	1,57916	1,33934	1,46534
12. Woche	1,12304	1,53358	1,60278	1,34466	1,47390

Tab. (11)

Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von IVOCAST der Form 1

Prüfkörper

Zeit

	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,322	4,5739	51,350	4,3274	51,352	4,4854	51,332	4,4082	51,334	4,4763
1. Woche	51,374	4,5992	51,402	4,3517	51,404	4,5107	51,388	4,4329	51,388	4,5013
2. Woche	51,386	4,6046	51,418	4,3565	51,414	4,5157	51,406	4,4378	51,400	4,5059
3. Woche	51,370	4,6105	51,404	4,3623	51,400	4,5313	51,396	4,4434	51,390	4,5117
4. Woche	51,396	4,6134	51,440	4,3662	51,430	4,5247	51,428	4,4465	51,420	4,5148
5. Woche	51,398	4,6167	51,440	4,3687	51,430	4,5269	51,424	4,4499	51,420	4,5174
6. Woche	51,404	4,6182	51,446	4,3703	51,438	4,5285	51,430	4,4513	51,428	4,5188
7. Woche	51,422	4,6197	51,460	4,3718	51,450	4,5300	51,452	4,4523	51,444	4,5208
8. Woche	51,420	4,6207	51,464	4,3723	51,454	4,5310	51,452	4,4540	51,444	4,5216
9. Woche	51,414	4,6218	51,454	4,3740	51,444	4,5321	51,442	4,4544	51,437	4,5226
10. Woche	51,422	4,6232	51,462	4,3755	51,450	4,5330	51,446	4,4559	51,441	4,5236
11. Woche	51,422	4,6248	51,468	4,3762	51,454	4,5537	51,452	4,4565	51,447	4,5246
12. Woche	51,418	4,5248	51,464	4,3763	51,478	4,5343	51,448	4,4567	51,442	4,5246

Tab. (12)

Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von DURAFLOW-POKIT der Form 1

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,406	4,3706	51,384	4,4160	51,414	4,2583	51,402	4,2922	51,398	4,3624
1. Woche	51,468	4,3869	51,452	4,4426	51,482	4,2850	51,466	4,3190	51,462	4,3887
2. Woche	51,488	4,4057	51,464	4,4515	51,502	4,2938	51,496	4,3273	51,487	4,3977
3. Woche	51,498	4,4130	51,468	4,4595	51,510	4,3014	51,502	4,3353	51,495	4,4054
4. Woche	51,516	4,4189	51,498	4,4652	51,538	4,3080	51,534	4,3409	51,520	4,4111
5. Woche	51,518	4,4231	51,502	4,4695	51,540	4,3120	51,534	4,3442	51,524	4,4151
6. Woche	51,534	4,4265	51,514	4,4726	51,554	4,3155	51,546	4,3476	51,540	4,4181
7. Woche	51,556	4,4289	51,536	4,4754	51,572	4,3179	51,574	4,3500	51,558	4,4201
8. Woche	51,562	4,4316	51,540	4,4782	51,578	4,3208	51,574	4,3523	51,563	4,4227
9. Woche	51,552	4,4339	51,536	4,4802	51,570	4,3227	51,566	4,3564	51,557	4,4252
10. Woche	51,562	4,4354	51,542	4,4819	51,572	4,3238	51,576	4,3577	51,567	4,4264
11. Woche	51,570	4,4367	51,548	4,4831	51,582	4,3253	51,582	4,3588	51,575	4,4278
12. Woche	51,564	4,4375	51,546	4,4840	51,576	4,3260	51,578	4,3598	51,574	4,4283

Tab. (13) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von RESICAST der Form 1

Prüfkörper	Zeit	1		2		3		4		5	
		Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
	24 Stunden	51,356	4,4544	51,342	4,5014	51,370	4,5189	51,358	4,5172	51,350	4,4986
	1. Woche	51,402	4,4700	51,390	4,5271	51,416	4,5432	51,408	4,5420	51,394	4,5236
	2. Woche	51,422	4,4925	51,408	4,5399	51,434	4,5566	51,432	4,5552	51,410	4,5364
	3. Woche	51,456	4,4988	51,450	4,5475	51,464	4,5638	51,466	4,5614	51,450	4,5436
	4. Woche	51,464	4,5062	51,450	4,5540	51,466	4,5709	51,474	4,5698	51,456	4,5512
	5. Woche	51,474	4,5083	51,468	4,5562	51,480	4,5729	51,494	4,5714	51,474	4,5532
	6. Woche	51,476	4,5102	51,478	4,5585	51,480	4,5752	51,494	4,5736	51,477	4,5553
	7. Woche	51,470	4,5120	51,462	4,5605	51,480	4,5773	51,486	4,5757	51,473	4,5573
	8. Woche	51,492	4,5145	51,484	4,5626	51,502	4,5798	51,506	4,5779	51,493	4,5596
	9. Woche	51,490	4,5141	51,480	4,5621	51,498	4,5792	51,506	4,5775	51,491	4,5592
	10. Woche	51,490	4,5158	51,480	4,5637	51,498	4,5807	51,504	4,5797	51,491	4,5608
	11. Woche	51,484	4,5171	51,472	4,5653	51,496	4,5823	51,498	4,5810	51,484	4,5622
	12. Woche	51,484	4,5176	51,472	4,5661	51,496	4,5823	51,498	4,5814	51,486	4,5624

Tab. (14) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von PALAKAST der Form 1

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,330	4,4167	51,300	4,3953	51,312	4,3999	51,328	4,4050	51,315	4,4012
1. Woche	51,364	4,4386	51,336	4,4174	51,350	4,4221	51,370	4,4270	51,351	4,4232
2. Woche	51,390	4,4454	51,362	4,4240	51,368	4,4291	51,390	4,4336	51,375	4,4302
3. Woche	51,412	4,4505	51,378	4,4294	51,378	4,4347	51,402	4,4402	51,390	4,4359
4. Woche	51,424	4,4558	51,386	4,4346	51,394	4,4399	51,422	4,4459	51,400	4,4409
5. Woche	51,428	4,4580	51,398	4,4370	51,402	4,4420	51,432	4,4483	51,406	4,4435
6. Woche	51,442	4,4616	51,420	4,4402	51,424	4,4456	51,450	4,4501	51,426	4,4469
7. Woche	51,438	4,4638	51,406	4,4430	51,412	4,4479	51,444	4,4525	51,416	4,4493
8. Woche	51,446	4,4651	51,414	4,4441	51,422	4,4492	51,444	4,4537	51,426	4,4503
9. Woche	51,444	4,4679	51,418	4,4466	51,424	4,4515	51,454	4,4565	51,426	4,4527
10. Woche	51,448	4,4671	51,424	4,4457	51,422	4,4506	51,452	4,4559	51,430	4,4515
11. Woche	51,448	4,4691	51,424	4,4479	51,422	4,4530	51,456	4,4577	51,430	4,4540
12. Woche	51,454	4,4700	51,428	4,4487	51,426	4,4537	51,458	4,4586	51,434	4,4547

Tab. (15) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von PALAKAST-VARIANTE der Form 1

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,300	4,4309	51,314	4,4768	51,328	4,5050	51,300	4,4483	51,310	4,4983
1. Woche	51,336	4,4576	51,344	4,5040	51,364	4,5324	51,332	4,4732	51,340	4,5233
2. Woche	51,352	4,4664	51,370	4,5125	51,386	4,5411	51,360	4,4812	51,365	4,5329
3. Woche	51,370	4,4726	51,386	4,5191	51,402	4,5478	51,374	4,4876	51,380	4,5393
4. Woche	51,390	4,4785	51,400	4,5253	51,422	4,5538	51,382	4,4932	51,390	4,5452
5. Woche	51,396	4,4811	51,412	4,5279	51,430	4,5565	51,386	4,4956	51,399	4,5476
6. Woche	51,422	4,4855	51,438	4,5319	51,454	4,5608	51,412	4,4998	51,424	4,5516
7. Woche	51,416	4,4886	51,424	4,5350	51,450	4,5637	51,402	4,5027	51,416	4,5546
8. Woche	51,418	4,4896	51,430	4,5361	51,450	4,5651	51,410	4,5039	51,424	4,5556
9. Woche	51,428	4,4925	51,440	4,5395	51,458	4,5685	51,418	4,5072	51,434	4,5586
10. Woche	51,430	4,4920	51,463	4,5388	51,458	4,5678	51,416	4,5063	51,434	4,5580
11. Woche	51,432	4,4941	51,442	4,5407	51,462	4,5700	51,422	4,5083	51,438	4,5599
12. Woche	51,436	4,4952	51,446	4,5418	51,470	4,5712	51,430	4,5096	51,445	4,5607

Tab. (16) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von IVOCASST der Form 2

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,700	4,6258	51,686	4,4633	51,588	4,5886	51,706	4,5495	51,690	4,4402
1. Woche	51,742	4,6537	51,730	4,4900	51,722	4,5946	51,743	4,5771	51,730	4,4668
2. Woche	51,760	4,6585	51,746	4,4940	51,741	4,5986	51,761	4,5820	51,742	4,4715
3. Woche	51,768	4,6645	51,755	4,5002	51,746	4,6005	51,771	4,5880	51,750	4,4776
4. Woche	51,774	4,6685	51,755	4,5042	51,748	4,6040	51,770	4,5918	51,754	4,4808
5. Woche	51,778	4,6713	51,758	4,5071	51,756	4,6066	51,778	4,5950	51,760	4,4842
6. Woche	51,778	4,6730	51,762	4,5086	51,756	4,6085	51,784	4,5970	51,764	4,4859
7. Woche	51,782	4,6750	51,762	4,5100	51,761	4,6104	51,786	4,5987	51,764	4,4879
8. Woche	51,792	4,6767	51,777	4,5110	51,778	4,6119	51,796	4,5997	51,774	4,4891
9. Woche	51,792	4,6783	51,775	4,5122	51,777	4,6129	51,796	4,6008	51,776	4,4902
10. Woche	51,796	4,6791	51,775	4,5132	51,779	4,6142	51,800	4,6617	51,778	4,4911
11. Woche	51,784	4,6791	51,765	4,5138	51,787	4,6150	51,790	4,6017	51,768	4,4915
12. Woche	51,778	4,6791	51,765	4,5139	51,783	4,6154	51,785	4,6019	51,768	4,4914

Tab. (17) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von DURAFLOW-PORIT der Form 2

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,746	4,5870	51,746	4,7109	51,750	4,7900	51,744	4,7255	51,754	4,8227
1. Woche	51,780	4,6155	51,776	4,7399	51,778	4,8188	51,774	4,7534	51,780	4,8518
2. Woche	51,798	4,6254	51,802	4,7498	51,800	4,8285	51,796	4,7632	51,800	4,8618
3. Woche	51,815	4,6324	51,818	4,7579	51,824	4,8365	51,816	4,7716	51,818	4,8716
4. Woche	51,837	4,6390	51,834	4,7647	51,842	4,8433	51,834	4,7783	51,836	4,8776
5. Woche	51,845	4,6434	51,838	4,7697	51,846	4,8486	51,840	4,7840	51,840	4,8823
6. Woche	51,857	4,6468	51,858	4,7734	51,860	4,8520	51,852	4,7877	51,858	4,8853
7. Woche	51,867	4,6505	51,873	4,7770	51,878	4,8552	51,864	4,7907	51,867	4,8891
8. Woche	51,885	4,6525	51,881	4,7792	51,886	4,8576	51,874	4,7927	51,881	4,8910
9. Woche	51,889	4,6544	51,883	4,7810	51,888	4,8590	51,876	4,7945	51,881	4,8929
10. Woche	51,893	4,6561	51,883	4,7825	51,890	4,8600	51,876	4,7956	51,880	4,8942
11. Woche	51,893	4,6576	51,884	4,7838	51,893	4,8609	51,880	4,7967	51,880	4,8953
12. Woche	51,888	4,6585	51,880	4,7846	51,885	4,8615	51,880	4,7976	51,877	4,8963

Tab. (18) Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von RESICAST der Form 2

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,744	4,5350	51,744	4,4357	51,744	4,2605	51,746	4,2685	51,736	4,4894
1. Woche	51,792	4,5649	51,798	4,4649	51,794	4,2898	51,792	4,2983	51,784	4,5190
2. Woche	51,816	4,5793	51,818	4,4790	51,816	4,3038	51,818	4,3128	51,806	4,5330
3. Woche	51,834	4,5883	51,836	4,4875	51,836	4,3121	51,834	4,3215	51,822	4,5418
4. Woche	51,842	4,5971	51,846	4,4961	51,844	4,3211	51,840	4,3305	51,828	4,5506
5. Woche	51,856	4,5993	51,856	4,4982	51,860	4,3231	51,852	4,3330	51,842	4,5531
6. Woche	51,862	4,6013	51,866	4,5004	51,866	4,3254	51,856	4,3350	51,846	4,5549
7. Woche	51,858	4,6034	51,860	4,5013	51,866	4,3274	51,856	4,3371	51,842	4,5570
8. Woche	51,870	4,6053	51,870	4,5034	51,882	4,3294	51,868	4,3393	51,858	4,5590
9. Woche	51,880	4,6046	51,880	4,5030	51,892	4,3292	51,878	4,3393	51,872	4,5586
10. Woche	51,878	4,6049	51,876	4,5027	51,892	4,3294	51,874	4,3394	51,868	4,5589
11. Woche	51,878	4,6049	51,876	4,5033	51,896	4,3292	51,879	4,3394	51,870	4,5593
12. Woche	51,878	4,6059	51,882	4,5045	51,894	4,3302	51,879	4,3404	51,874	4,5605

Tab. (19)

Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von PALACAST der Form 2

Prüfkörper	1		2		3		4		5	
Zeit	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,750	4,4765	51,750	4,5590	51,754	4,4254	51,745	4,5353	51,756	4,5027
1. Woche	51,784	4,5044	51,790	4,5870	51,788	4,4537	51,777	4,5629	51,793	4,5308
2. Woche	51,794	4,5124	51,800	4,5954	51,806	4,4627	51,795	4,5714	51,804	4,5388
3. Woche	51,816	4,5194	51,820	4,6028	51,822	4,4698	51,813	4,5792	51,820	4,5460
4. Woche	51,820	4,5230	51,842	4,6065	51,826	4,4735	51,823	4,5834	51,826	4,5508
5. Woche	51,838	4,5264	51,856	4,6100	51,836	4,4774	51,837	4,5869	51,840	4,5547
6. Woche	51,848	4,5296	51,868	4,6139	51,845	4,4808	51,845	4,5905	51,852	4,5580
7. Woche	51,850	4,5329	51,866	4,6169	51,839	4,4840	51,839	4,5933	51,850	4,5608
8. Woche	51,858	4,5341	51,880	4,6180	51,849	4,4850	51,853	4,5946	51,826	4,5620
9. Woche	51,866	4,5361	51,886	4,6197	51,853	4,4865	51,857	4,5967	51,870	4,5637
10. Woche	51,862	4,5349	51,880	4,6183	51,851	4,4855	51,855	4,5953	51,864	4,5625
11. Woche	51,852	4,5355	51,870	4,6187	51,847	4,4863	51,847	4,5963	51,854	4,5634
12. Woche	51,872	4,5357	51,884	4,6187	51,867	4,4863	51,863	4,5967	51,869	4,5640

Tab. (20)

Meßwerte über Längen- und Gewichtsänderungen von PALACAST-VARIANTE der Form 2

Prüfkörper Zeit	1		2		3		4		5	
	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)	Länge (mm)	Gewicht (g)
24 Stunden	51,746	4,7198	51,744	4,6666	51,748	4,7500	51,744	4,6989	51,739	4,5436
1. Woche	51,778	4,7496	51,774	4,6958	51,784	4,7799	51,782	4,7268	51,773	4,5705
2. Woche	51,798	4,7594	51,794	4,7053	51,805	4,7889	51,804	4,7368	51,792	4,5804
3. Woche	51,816	4,7666	51,810	4,7133	51,819	4,7966	51,818	4,7442	51,808	4,5878
4. Woche	51,830	4,7733	51,822	4,7202	51,829	4,8028	51,830	4,7506	51,820	4,5940
5. Woche	51,842	4,7769	51,830	4,7234	51,841	4,8067	51,842	4,7543	51,834	4,5977
6. Woche	51,860	4,7823	51,846	4,7289	51,861	4,8123	51,854	4,7600	51,850	4,6031
7. Woche	51,856	4,7857	51,844	4,7324	51,855	4,8161	51,848	4,7634	51,846	4,6061
8. Woche	51,866	4,7867	51,856	4,7335	51,865	4,8173	51,858	4,7640	51,850	4,6071
9. Woche	51,882	4,7887	51,868	4,7359	51,879	4,8193	51,876	4,7661	51,862	4,6091
10. Woche	51,872	4,7879	51,856	4,7354	51,863	4,8186	51,866	4,7657	51,844	4,6082
11. Woche	51,888	4,7892	51,872	4,7364	51,879	4,8197	51,880	4,7668	51,854	4,6094
12. Woche	51,900	4,7894	51,884	4,7368	51,891	4,8201	51,888	4,7674	51,864	4,6098

b) Spezieller Teil

Die bei der Herstellung der Kunststoff-Prüfkörper auftretenden Dimensionsänderungen sind durch die chemischen und physikalischen Eigenschaften der Kunststoffe bedingt.

Das Quellvermögen der Kunststoffkörper bei der Wasserlagerung beruht auf der Fähigkeit des Kunststoffes, Wasser aufzunehmen.

Die Wasseraufnahme wird als Gewichtszunahme in % der Ausgangswerte gemessen. Die Werte sind in Abb. 9 - 10 auf der y-Koordinaten aufgetragen.

Die aus der Wassereinlagerung resultierende Expansion der Prüfkörper ist in Form von Mittelwertskurven in Abb. 7 - 8 eingetragen.

Auf der x-Koordinaten sind die Meßzeitpunkte vermerkt.

- | | |
|--------------|---|
| 24 Stunden | = 24 stündige Schwindung nach dem Ausbetten. Lagerung im Trockenen. |
| 1.-12. Woche | = Meßzeiten im Abstand von 7 Tagen bei Wasserlagerung der Prüfkörper. |

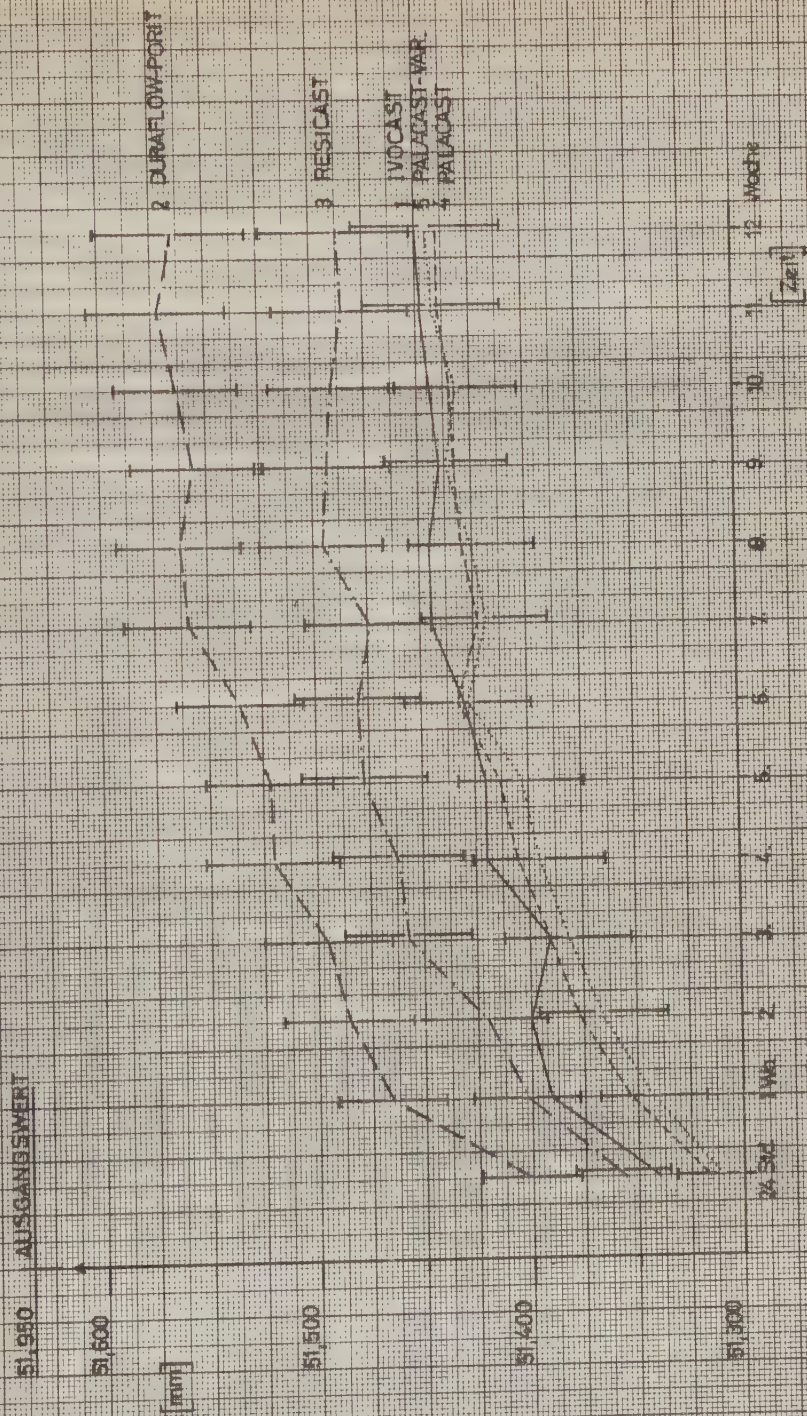


Abb. 7 Längenänderung der Kunststoffe (Form I)

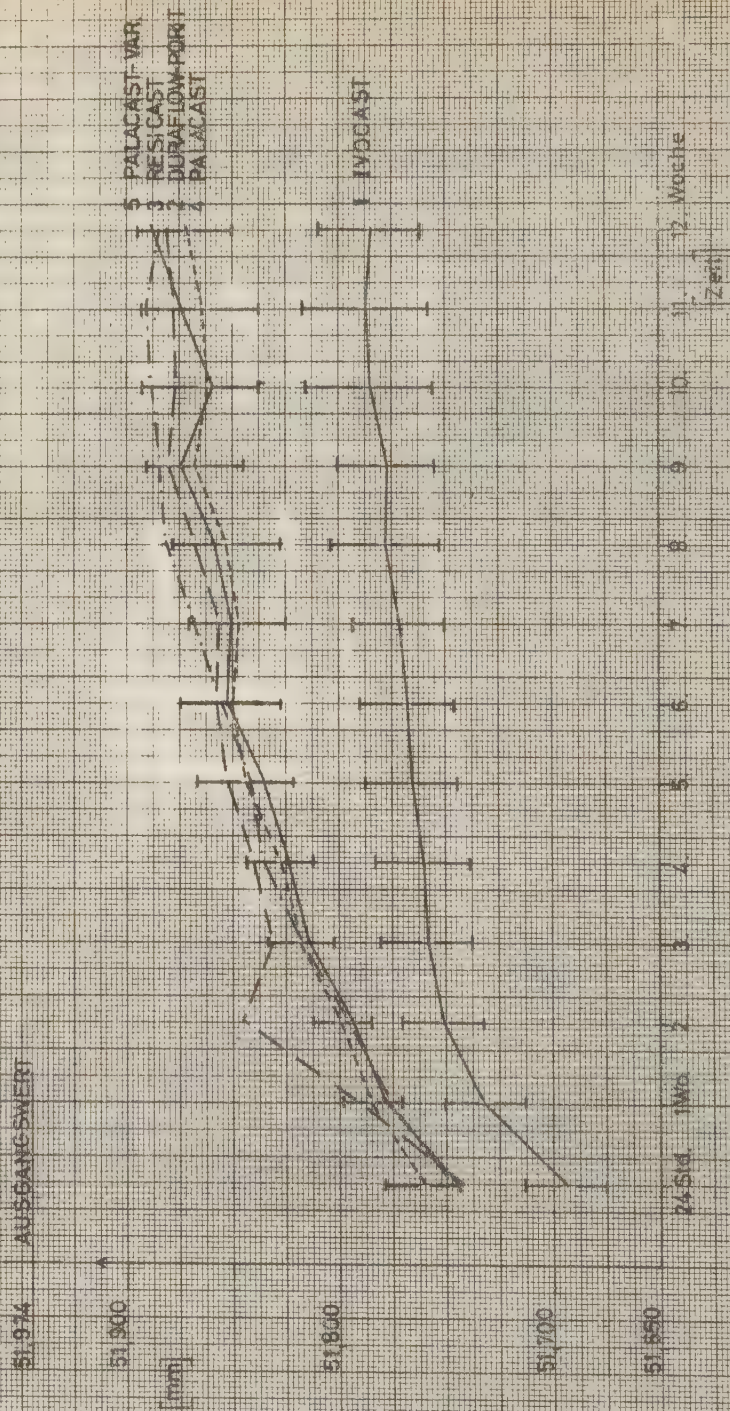


Abb. 8 Längenänderung der Kunststoffe Form 2

Zu Abb. 7 Längenänderung der Kunststoffe Form 1

Die größte Paßgenauigkeit zeigt 24 Stunden nach dem Ausbetten DURAFLÖW-PORIT. Die Abweichung vom Grundmodell (Länge = 51,950 mm) beträgt 0,55 mm.

RESICAST weicht 0,60 mm vom Ausgangswert ab. Signifikante Unterschiede in der Längenänderung bestehen zu Beginn des Kurvenverlaufs bis zur 2. Woche für DURAFLÖW-PORIT gegenüber allen anderen Kunststoffen.

RESICAST weicht deutlich ab von PALACAST und PALACAST-VARIANTE, sowie IVOCASr von PALACAST-VARIANTE.

Die Kunststoffe IVOCASr, PALACAST und PALACAST-VARIANTE weisen während der gesamten Meßzeit keine signifikante Unterschiedlichkeit ihrer Längenänderung auf.

Die größte Dimensionsänderung zeigt DURAFLÖW-PORIT mit 0,17 mm, wobei der Kunststoff in der 11. Woche mit 0,37 mm Abweichung vom Ausgangswert das Maximum der Längenänderung erreicht.

RESICAST erzielt schon in der 8. Woche seinen Maximalwert mit einer Längenänderung von 0,14 mm und weicht vom Ausgangswert 0,45 mm ab.

Die übrigen Kunststoffe erreichen den größten Wert ihrer Längenänderung in der 12. Woche.

PALACAST-VARIANTE ändert sich um 0,13 mm und weicht vom Ausgangswert 0,50 mm ab, IVOCASr um 0,11 mm mit 0,50 mm Abweichung vom Ausgangswert und PALACAST um 0,12 mm bei einer Differenz zum Ausgangswert von 0,51 mm.

Differenzen der Längenänderung der Kunststoffe und Abweichung vom Ausgangswert.

Zeit	Kunststoff	Längenänderung	Abweichung
24 Std.	DURAFLOW-PORIT	--	0,55 mm
24 Std.	RESICAST	--	0,60 mm
24 Std.	IVOCAST	--	0,61 mm
24 Std.	PALACAST	--	0,63 mm
24 Std.	PALACAST-VARIANTE	--	0,64 mm
12.Wo.	DURAFLOW-PORIT	0,16 mm	0,38 mm
12.Wo.	RESICAST	0,13 mm	0,46 mm
12.Wo.	IVOCAST	0,11 mm	0,50 mm
12.Wo.	PALACAST-VARIANTE	0,13 mm	0,50 mm
12.Wo.	PALACAST	0,12 mm	0,51 mm

Zu Abb. 8 Längenänderung der Kunststoffe Form 2

Zwischen den Kunststoffen DURAFLOW-PORIT, RESICAST, PALACAST und PALACAST-VARIANTE zeigen sich bis zur 10. Woche keine signifikanten Unterschiede in den Längenänderungen. Dagegen weist IVOCASST über den gesamten Zeitraum einen deutlichen Unterschied zu den übrigen Kunststoffen auf.

Die Spaltbreite errechnet sich aus der Hälfte des Differenzwertes zwischen Ausgangswert und Schwundwert des Kunststoffprüfkörpers.

24 Stunden nach dem Ausbetten weisen PALACAST, RESICAST, PALACAST-VARIANTE und DURAFLOW-PORIT mit 0,11 mm die geringste Spaltbreite auf. Sie unterscheiden sich im tausendstel Millimeterbereich.

IVOCASST hat dagegen mit 0,14 mm eine auffallend größere Spaltbreite.

Für die Kunststoffe PALACAST, RESICAST, PALACAST-VARIANTE und DURAFLOW-PORIT verringert sich durch Längenänderung infolge Quellung der Körper die Spaltbreite um 0,07 mm auf 0,04 mm. IVOCASST hat in der 10. Woche bereits den Maximalwert der Längenänderung erreicht und verkleinert die Spaltbreite um 0,04 mm auf 0,09 mm Spaltbreite.

Spaltbreiten zwischen Metall und Kunststoff

Zeit	Kunststoff	Spaltbreite
24 Std.	DURAFLOW-PORIT	0,1056 mm
24 Std.	PALACAST	0,1115 mm
24 Std.	RESICAST	0,1130 mm
24 Std.	PALACAST-VARIANTE	0,1149 mm
24 Std.	IVOCAST	0,1400 mm
12.Wo.	PALACAST-VARIANTE	0,0443 mm
12.Wo.	RESICAST	0,0460 mm
12.Wo.	DURAFLOW-PORIT	0,0463 mm
12.Wo.	PALACAST	0,0515 mm
12.Wo.	IVOCAST	0,0991 mm

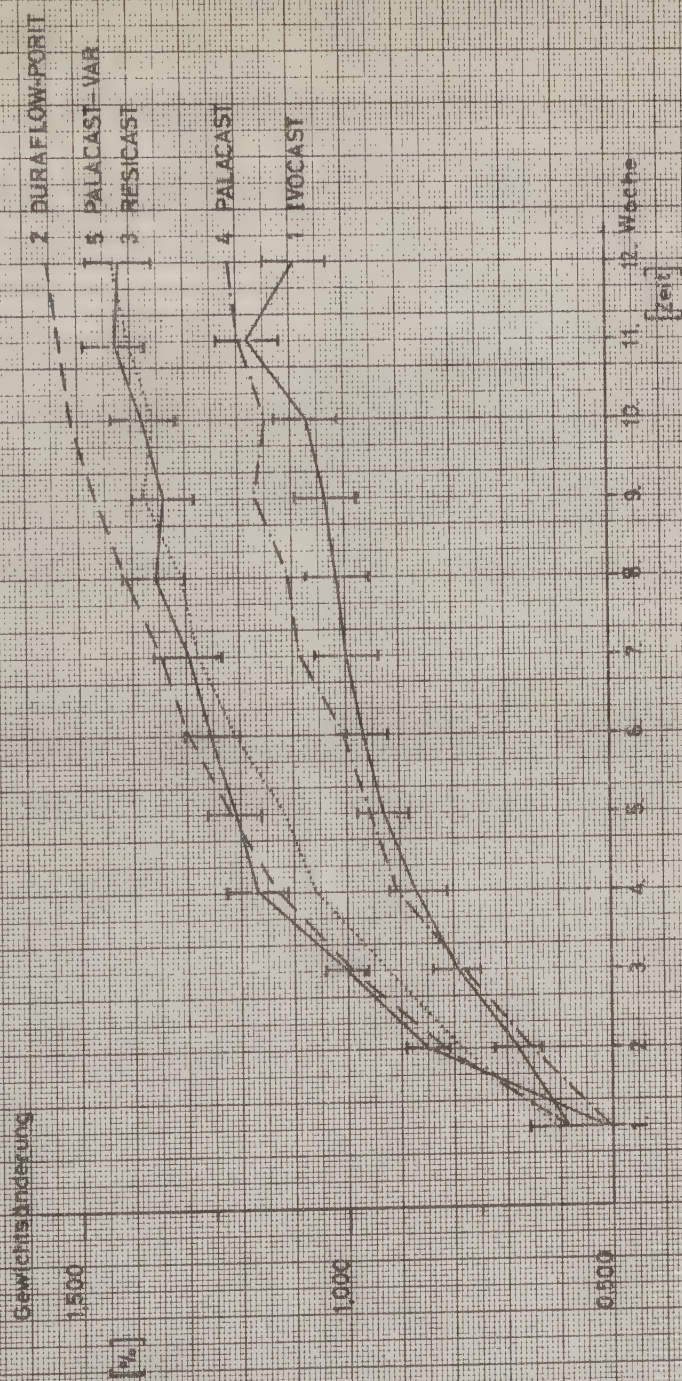


Abb. 5 Gewichtsänderung der Kunststoffe in % der Ausgangsgewichte Form 1

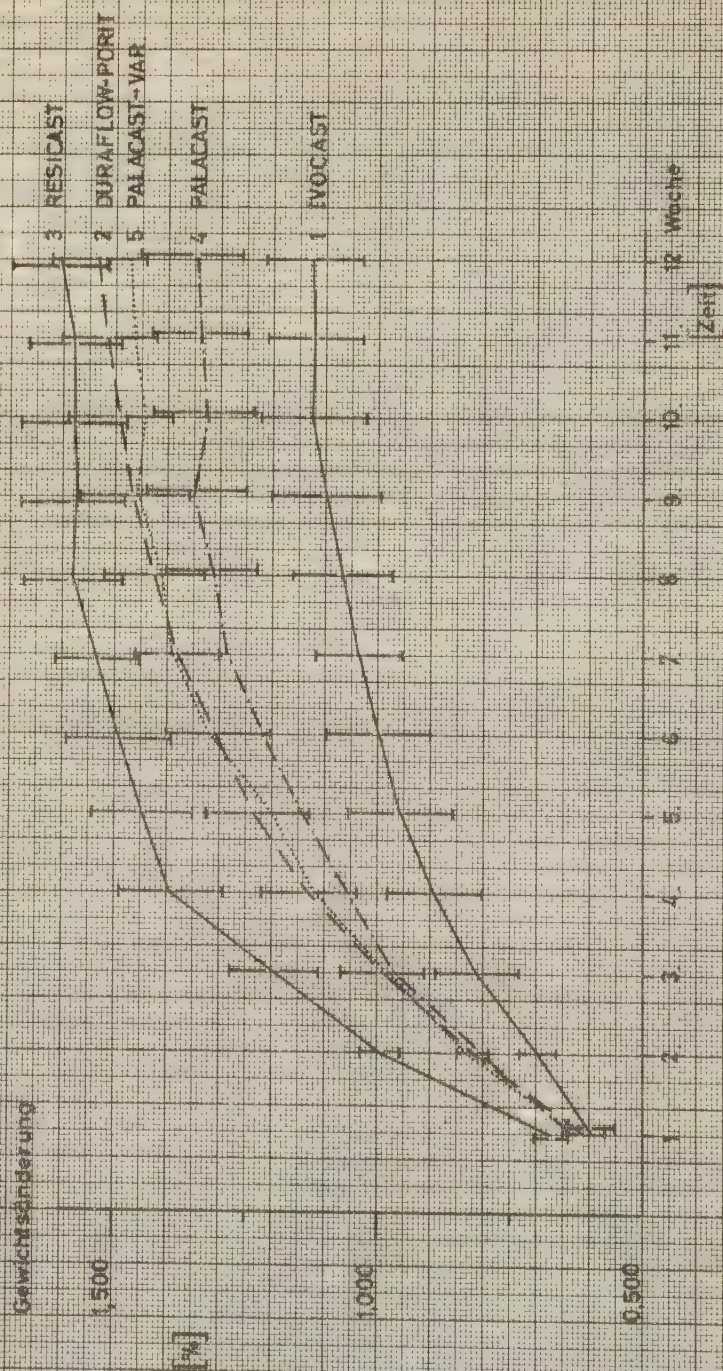


Abb 10 Gewichtsänderung der Kunststoffe in % der Ausgangsgewichte Form 2

Zu Abb. 9 Gewichtsänderung der Kunststoffe Form 1

Nach einwöchiger Wässerung der Prüfkörper unterscheiden sich die Kunststoffe im Hinblick auf ihr Quellvermögen nicht wesentlich.

Nach der 2. Woche jedoch unterscheidet sich IVOCAS^T und PALACAS^T von DURAFLOW-PORIT und RESICAS^T sowie von PALACAS^T-VARIANTE.

IVOCAS^T und PALACAS^T unterscheiden sich bis zur 6. Woche nicht, von da an nimmt PALACAS^T mehr Wasser auf.

DURAFLOW-PORIT und RESICAS^T quellen bis zur 8. Woche gleich stark. Ab der 8. Woche nimmt DURAFLOW-PORIT stärker Wasser auf.

Von der 7. Woche an nehmen RESICAS^T und PALACAS^T-VARIANTE gleichviel Wasser auf.

Die größte Wasseraufnahme hat DURAFLOW-PORIT mit 1,5 %, die geringste IVOCAS^T mit 1,0 %, wobei ab 7. Woche IVOCAS^T keine bemerkenswerte Wassereinlagerung mehr zeigt.

Zu Abb. 10 Gewichtsänderung der Kunststoffe Form 2

Auch hier sind wie bei Form 1 nach einwöchiger Wasserlagerung der Prüfkörper keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kunststoffen feststellbar.

IVOCAS^T ist mit 1,1 % Gewichtszunahme der Kunststoff geringster Wasseraufnahme.

Bemerkenswert erscheint, daß alle Kunststoffe bei Form 2 im Vergleich zu Form 1 mehr Wasser einlagern. Die Ursache hierfür mag in dem Einfluß der unterschiedlichen Materialflächen bei der Einbettung auf die Kunststoffoberfläche begründet sein.

7. Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchungen von Gießkunststoffen haben, obwohl diese Materialien auf gleicher chemischer Grundsubstanz basieren, in Bezug auf Formkonstanz wie auf Quellvermögen eindeutige Abweichungen innerhalb der untersuchten Kunststoffe ergeben.

Die Untersuchungen der Formkonstanz, die als Längenänderung eines ca. 52 mm langen Prüfkörpers gemessen und auf den Ausgangswert bezogen wurde, ergaben für die 24 stündige Schrumpfung nach dem Ausbetten Werte zwischen 0,55 mm und 0,64 mm.

Die Abweichungen vom Ausgangswert nach 12 Wochen dauerner Wasserlagerung der Kunststoff-Prüfkörper hatten für DURAFLOW-PORIT mit 0,37 mm die kleinste, für PALACAST mit 0,51 mm die größte Differenz.

Die 24 stündige Nachschrumpfung konnte durch Längenausdehnung infolge 12 Wochen dauernder Wassereinlagerung nur um 0,12 mm (PALACAST) und 0,16 mm (DURAFLOW-PORIT) reduziert werden.

Die Messung des Randspaltes zwischen Metall und Kunststoff ergab nach 24 Stunden Nachschrumpfung für DURAFLOW-PORIT den kleinsten Wert mit 0,10 mm, für IVOCASIT mit 0,14 mm den größten Wert.

Nach 12 Wochen Wässerung zeigte PALACAST-VARIANTE den kleinsten Wert von 0,04 mm und IVOCASIT den größten Wert von 0,09 mm.

Das entspricht einer Reduzierung des Randspaltes um 0,07 mm (PALACAST-VARIANTE) und 0,05 mm (IVOCAST).

Die Gewichtszunahme der Prüfkörper in % der Gewichtsänderung bezogen auf das Ausgangsgewicht während einer 12 Wochen dauernden Wasserlagerung gab Auskunft über die Wasseraufnahme der Kunststoffe.

DURAFLOW-PORIT zeigt eine Gewichtszunahme von 1,5 %, IVOCAST von 1,0 %.

Die im Vergleich zu den übrigen Kunststoffen geringe Wassereinsparung von IVOCAST erklärt die minimale Reduzierung des Randspaltes zwischen Metall und Kunststoff als Folge der Quellung.

In Untersuchungen von TORNER (28), die unter vergleichbaren Versuchsbedingungen vorgenommen wurden, zeigten die Kaltplaste PALAPRESS und PALADUR einen Schwund von 0,23 mm, das Heißpolymerisat PALADON 65 einen Schwund von 0,42 mm.

Die Randspaltbildung war bei den Kaltplasten 0,10 mm, bei den Heißpolymerisaten 0,12 mm.

Der Schwundausgleich nach 8 wöchiger Wasserlagerung betrug bei den Autopolymerisaten 0,05 mm, bei den Heißpolymerisaten 0,10 mm.

Die Wassereinsparung wurde für diese Kunststoffe von TORNER mit 1,2 % für Kaltpolymerisate und 1,0 % für Heißpolymerisate angegeben.

Im Vergleich zu diesen Untersuchungen von TORNER (28) zeigt sich in der Längenänderung ein deutlicher Unterschied der

Gießkunststoffe gegenüber den Autopolymerisaten und Heißpolymerisaten.

Die Gießkunststoffe sind mit 0,55 mm bis 0,64 mm Schwindung schlechter als die Autopolymerisate mit 0,23 mm und die Heißpolymerisate mit 0,42 mm.

Beim Vergleich der Randspaltbildung von Gießkunststoffen mit Autopolymerisaten zeigen sich vergleichbare Werte. Die Gießkunststoffe DURAFLOW-PORIT, PALACAST, RESICAST und PALACAST-VARIANTE weisen eine Spaltbreite von 0,11 mm, die Kaltpolymerisate von 0,10 mm auf.

Der Gießkunststoff IVOCAST überschreitet mit 0,14 mm den Wert des Heißpolymerisates von 0,12 mm.

Annähernd gleich ist der Schwundausgleich durch Wasseraufnahme; bei Gießkunststoffen 0,06 - 0,07 mm, bei Kaltpolymerisaten 0,05 mm.

Bei Heißpolymerisaten ist der Schwundausgleich mit 0,1 mm am größten.

Im Vergleich der Wasseraufnahmefähigkeit der verschiedenen Kunststoffe ist der Gießkunststoff IVOCAST mit den Heißpolymerisaten (1 %) gleich, die übrigen Gießkunststoffe sind schlechter als die Kaltpolymerisate (1,2 %).

Somit kann festgestellt werden, daß die Gießkunststoffe, was ihre Volumenänderung und Wasseraufnahmefähigkeit anbelangt, sich nur wenig von den konventionellen Prothesenmaterialien unterscheiden.

Es müßte also möglich sein, auch mit Gießkunststoffen ausreichend passende Prothesen herzustellen.

Die Unterschiede zwischen den einzelnen Fabrikaten in Bezug auf Paßgenauigkeit, Formtreue und Wasseraufnahme durch Quellung, sowie Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff liegen wohl in Bereichen, die unter klinischen Gesichtspunkten irrelevant erscheinen.

Es ist daher anzunehmen, daß die erhebliche Zeitersparnis bei der Prothesenherstellung eine weitere Verbreitung der Gießkunststoffe (vor allen in den gewerblichen Laboratorien) zur Folge haben wird.

8. Zusammenfassung

Die Gießkunststoffe IVOCast, DURAFLOW-PORIT, RESICAST, PALACAST und eine Variante des Kunststoffes PALACAST wurden auf Paßgenauigkeit, Formtreue und Wasseraufnahme, sowie auf Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff untersucht.

Dabei wurden zwei Prüfkörperformen verwendet: Form 1 zur Feststellung der Längenänderung als Aussage über formkonstantes Verhalten, Form 2 zur Messung der Spaltbreiten zwischen Metall und Kunststoff.

Jeweils 5 Prüfkörper eines Kunststoffes wurden für jede Form über einen Zeitraum von 12 Wochen bei Wasserlagerung ausgemessen.

Der Kunststoff DURAFLOW-PORIT zeigte bei der Untersuchung der Formkonstanz über einen 12 wöchigen Zeitraum mit einer Längenänderung von 0,38 mm infolge Quellung das dimensionsstabilste Verhalten.

Die Randspaltbreite betrug für DURAFLOW-PORIT 0,10 mm, für PALACAST, RESICAST und PALACAST-VARIANTE 0,11 mm und für IVOCast 0,14 mm.

Der Schwundausgleich durch Quellung während 12 wöchiger Wasserlagerung betrug für PALACAST, RESICAST, PALACAST-VARIANTE und DURAFLOW-PORIT 0,07 mm und für IVOCast 0,04 mm.

Die Gewichtszunahme der Prüfkörper durch Wasseraufnahme in Gewichtsprozent der Ausgangswerte nach 12 Wochen dauernder Wässerung betrug für:

IVOCAST	Form 1	1,09 %	Form 2	1,12 %
DURAFLOW-PORIT	Form 1	1,53 %	Form 2	1,55 %
RESICAST	Form 1	1,42 %	Form 2	1,60 %
PALACAST	Form 1	1,21 %	Form 2	1,34 %
PALACAST-VARIANTE	Form 1	1,42 %	Form 2	1,47 %

9. Literaturverzeichnis

1. ANDERES, TH. Über die Paßform von Kunststoff-
prothesen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. Bd 62 ,
531-534 (1952)
2. APPENZELLER, M. Materialprüfungen an neuen Zahn-
prothesen-Kunststoffen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. Bd 56 ,
549-578 (1946)
3. AXELSSON, B. Wasseraufnahme dentaler Polymeth-
akrylate in Relation zu Biegespannung
und Monomerrest
P. LOCKOWANDT
Odontologisk Revy 11 , 217-224 (1960)
4. CAESAR, H.-H. Prothesen aus Warmpolymerisaten
oder gegossenen Polymerisaten ?
dental-labor 20, 27-36 (1972)
5. DEPPE, A. Selbsthärtende Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Wschr. 45 , 115-116
(1942)
6. EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe
und ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt, Berlin 1960

7. FAIRCHILD, J.M.
E.K. KELLY
Centrifugal casting process for
resin-base dentures
J. prosth. Dent. 21, 607-612
(1969)
8. GOODKIND, R.J.
R.C. SCHULTE
Dimensional accuracy of pour
acrylic resin and conventional
processing of cold-curing acrylic
resin bases
J. prosth. Dent. 24, 662-668
(1970)
9. GOTTFRIEDSEN, J.-P.
Die Gießharz-Technik
dental-labor 19, 19-23 (1971)
10. HOUWINK, R.
Grundriß für Kunststofftechnologie
Akadem. Verlagsgesellschaft
Becker u. Erler, Leipzig 1944
11. JANKE, G.
Die Abhängigkeit der Prothesen-
eigenschaften von der Laborver-
arbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1437-
1443 (1955)
12. JANKE, G.
Das Gewichts-, Volumen- und
Dichteverhalten unvernetzter Kunst-
stoffe bei Austrocknung und Wasser-
aufnahme in Abhängigkeit von der
Verarbeitung
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1464-
1467 (1957)

13. JANKE, G. Über die fugendichte Verbindung
von Kunststoff und Metall
Zahnärztl. Welt 7, 509-512
(1952)
14. KNISCHEWSKI, F. Repetitorium der werkstoffkund-
lichen Grundlagen der Zahnprothetik
Verl. Neuer Merkur, Bd 2 (1965)
15. KRAUT, R.A. A comparison of denture base
accuracy
J. Amer. dent Ass. 82, 349-353
(1971)
16. MARX, H. Zur Polymerisationsproblematik
dentaler Methacrylate
Zahnärztl. Welt 61, 747-751
(1960)
17. MARX, H. Über den Einfluß unterschiedlicher
technologischer Bedingungen bei der
Herstellung von Kunststoffprothesen
dental-labor 11, 43-46 (1963)
18. MARX, H. Technische Probleme bei der Voll-
prothesenherstellung und ihre kli-
nische Bedeutung
Zahnärztl. Rdsch. 72, 291-295
(1963)

19. MAYER, D. Volumenschwund und Paßgenauigkeit
bei Kunststoffprothesen
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk.
22, 228-236 (1955)
20. PFAENDLER, R. Ausgleich der Kontraktion bei der
Polymerisation durch Wasserauf-
nahme beim Gebrauch von Kunststoff-
prothesen
Zahntechnik 3, 269 (1950)
21. RITZE, H. Quellung der Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 1245-1265
(1965)
22. SCHRÖDER, A. Über die Abhängigkeit der Prothesen-
qualität von den Polymerisationsbe-
dingungen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. Bd 62 ,
1108-1121 (1952)
23. SCHRÖDER, A. Die Eignung der Methacrylate als
Prothesenstoffe im Lichte neuer
Untersuchungen
Schweiz. Mschr. Zahnhk. Bd 63 ,
961-971 (1953)
24. SCHWICKERATH, H. Zur Frage der Formveränderung
Zahnärztl. Welt 67, 287-288
(1966)

Lebenslauf

Am 29. 4. 1943 wurde ich als Sohn des Diplom Volkswirtes Heinz Ehricht und seiner Ehefrau Alice, geb. Erbe, in Halle an der Saale geboren.

Zusammen mit meinen zwei älteren Geschwistern Uta und Peter wurde ich evangelisch erzogen.

1949 wurde ich in die Grundschule in Halle/Saale eingeschult.

Nach der Flucht meiner Eltern 1957 in die Bundesrepublik Deutschland setzte ich meine Schulausbildung auf dem Leibniz-Gymnasium in Essen fort und bestand 1965 die Reifeprüfung.

Im Sommer-Semester 1965 begann ich in Bonn das Studium der Zahnheilkunde und setzte es 1966 in Mainz fort, wo ich im Juli 1971 die Zahnärztliche Prüfung bestand.

Im September 1971 heiratete ich Jutta Greiwe.

Seit August 1971 arbeite ich als Assistent in der Abteilung für poliklinische Prothetik der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Mainz.

Für die Überlassung des Themas und die fachliche Unterstützung möchte ich besonders Herrn Prof. Dr. Heinz Marx danken.

Mein Dank für die Übernahme des Korreferates gilt Herrn Prof. Dr. K. Fuhr,
sowie Herrn Dr. Scheidt für die Unterstützung auf dem statistischen Gebiet dieser Arbeit.

